

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA



TESIS DOCTORAL

**Estudio anatómico y fotoelástico de las prótesis invertidas de
hombro**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Laura Serrano Mateo

Directores

Fernando Marco Martínez
José Ramón Sañudo Tejero

Madrid

© Laura Serrano Mateo, 2019

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

**DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS MÉDICO
QUIRÚRGICAS**

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



**ESTUDIO ANATÓMICO Y FOTOELÁSTICO DE LAS
PRÓTESIS INVERTIDAS DE HOMBRO**

TESIS DOCTORAL DE:

LAURA SERRANO MATEO

Madrid 2019

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

**DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS MÉDICO
QUIRÚRGICAS**

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



ESTUDIO ANATÓMICO Y FOTOELÁSTICO DE LAS PRÓTESIS INVERTIDAS DE HOMBRO

TESIS DOCTORAL DE:

LAURA SERRANO MATEO

DIRECTORES DE TESIS

FERNANDO MARCO MARTÍNEZ

JOSÉ RAMÓN SAÑUDO TEJERO

Madrid 2019

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis no hubiera sido posible sin la ayuda y el apoyo de muchas personas. Ha resultado ser un trabajo que me ha permitido conocer dos mundos muy diferentes: la anatomía de la mano del Doctor Sañudo, y el mundo de la fotoelasticidad y los estudios biomecánicos de la mano del Doctor Ros y el Doctor Almeida.

En primer lugar, agradecer al Profesor Marco su confianza en mí para la realización de esta tesis. Es siempre un ejemplo de profesionalidad, tenacidad y esfuerzo en el día a día tanto a nivel laboral como académicamente. Muchas gracias por su guía y apoyo durante todo el desarrollo de este trabajo.

Al Profesor Sañudo por abrirme las puertas del Departamento de Anatomía y ayudarme siempre que ha estado en su mano. Gracias por toda la confianza depositada en mí, por apoyarme y empujarme a seguir adelante.

A la Doctora Vázquez y a la Doctora Maranillo, por su colaboración, ayuda y apoyo durante las horas de trabajo de disección. Gracias por estar siempre disponibles para colaborar conmigo.

Al Doctor Ros, gracias por haber estado siempre disponible y dispuesto a ayudar a resolver los problemas que han ido surgiendo a lo largo de este trabajo. Gracias por su inagotable paciencia, amabilidad y actitud tan positiva.

Al Doctor Almeida, este trabajo de fotoelasticidad no podría haberse llevado a cabo sin ti. Gracias por tu generosidad en el trabajo, constancia y entusiasmo, gracias por mantener continuamente una actitud atenta para todos los que te rodean.

Gracias a Manuel Fuentes, por toda su ayuda con el análisis estadístico de este trabajo.

Gracias a Sara y Marina, por vuestra amistad, porque son ya más de diez años que llevamos compartiendo miles de vivencias, por ser mis compañeras de fatigas y de alegrías, por estar siempre a mi lado aportando una palabra de apoyo y una sonrisa.

Gracias a Camilla, Ana, Juan y Miguel, porque sin vuestra compañía este camino hubiera sido muy difícil de recorrer. En especial a Ana y Camilla, por haberme ayudado durante todo este tiempo.

Gracias a Sergio, por tu apoyo y confianza en mí. Por conseguir hacer más fácil el tramo final de este trabajo, por tu paciencia y tu sonrisa incondicional. Gracias por ser *mi rutina preferida*.

Gracias a mi familia, en la que siempre he encontrado apoyo y ánimos para seguir con este trabajo. Y en especial a mis padres, Ricardo y Teresa, y a mi hermana, Carolina, por ser los pilares que me sostenéis, por ser mis constantes, por ser los fundamentales, mi todo. Sin vosotros, sin vuestro apoyo, esta tesis no hubiera sido posible.



U N I V E R S I D A D
COMPLUTENSE
M A D R I D

**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS
PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

D./Dña. Laura Serrano Mateo, estudiante en el Programa de Doctorado en Ciencias Médico Quirúrgicas, de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Estudio anatómico y fotoelástico de las prótesis invertidas de hombro.

y dirigida por: Prof. Fernando Marco Martinez y Prof. José Ramón Sañudo Tejero

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita.

Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Madrid, a 29 de mayo de 2019

Esta DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD debe ser insertada en la
primera página de la tesis presentada para la obtención del título de
Doctor.

ÍNDICE

INDICE

AGRADECIMIENTOS.....	5
I.I RESUMEN	17
1.1.1 Introducción	17
1.1.2 Hipótesis y objetivos	18
1.1.3 Material y métodos	18
1.1.4 Resultados	19
1.1.5 Conclusiones.....	20
I.II ABSTRACT	21
1.2.1 Introduction.....	21
1.2.2 Hypothesis and objectives.....	22
1.2.3 Material and methods.....	22
1.2.4 Results	23
1.2.5 Conclusions.....	24
II. INTRODUCCIÓN	27
2.1 DOLOR DE HOMBRO	27
2.1.1 Epidemiología y etiología	27
2.1.2 Patología del manguito rotador	28
2.2 PRÓTESIS INVERTIDA DE HOMBRO	32
2.2.1 Historia de la prótesis invertida de hombro	32
2.2.2 Biomecánica de la prótesis invertida de hombro	39
2.2.3 Indicaciones de la prótesis invertida de hombro	41
2.2.4 Resultados clínicos de la prótesis invertida de hombro.....	44
2.2.5 Complicaciones generales de la prótesis invertida de hombro	45
2.2.6 Alargamiento del brazo tras una prótesis invertida.....	53
2.2.7 Repercusión neurológica del alargamiento	58
2.2.8 Prótesis invertida y nervio supraescapular	69
2.2.9 Modelos de estudios biomecánicos de la prótesis invertida de hombro	73
III.I JUSTIFICACIÓN DEL PRESENTE ESTUDIO	87
III.II HIPÓTESIS DE TRABAJO	91
3.2.1 Hipótesis estudio anatómico.....	91
3.2.2 Objetivos del estudio anatómico	91
3.2.3 Hipótesis del estudio de fotoelasticidad	93
3.2.4 Objetivos del estudio de fotoelasticidad.....	93

IV.I MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO ANATÓMICO	97
4.1.1 Material	97
4.1.2 Método.....	99
4.1.2.1 Abordaje deltopectoral y señalización de las estructuras	99
4.1.2.2 Colocación de la prótesis invertida de hombro	110
4.1.2.3 Recogida de datos	118
4.1.3 Métodos Estadísticos	119
4.1.3.1 Cálculo de tamaño muestral	119
4.1.3.2 Análisis estadístico	119
4.1.3.3 Análisis de fiabilidad.....	119
4.1.3.4 Comparación pre - post y diferencia entre los grupos de estudio.....	120
IV.II MATERIAL Y MÉTODOS DEL ENSAYO DE FOTOELASTICIDAD.....	121
4.2.1 MATERIAL.....	121
4.2.1. Réplicas de las prótesis y de los huesos	121
4.2.2 Métodos	125
4.2.2.1 Fabricación de huesos sintéticos.....	125
4.2.2.2 Fabricación de las réplicas de las prótesis invertidas.....	126
4.2.2.3 Ensamblaje de la prótesis al hueso	127
4.2.2.4 Montaje en posición de equilibrio	131
4.2.2.5 Congelación de tensiones	133
4.2.2.6 Análisis de los resultados	135
V.I RESULTADOS DEL ESTUDIO ANATÓMICO	141
5.1.1 Referencias óseas.....	141
5.1.1.1 Distancia articulación acromioclavicular-Superficie articular distal del húmero..	141
5.1.1.2 Surco bicipital - coracoides.	144
5.1.1.3 Troquiter	146
5.1.1.4 Resumen referencias óseas.....	151
5.1.2 Componentes del plexo braquial	154
5.1.2.1 Nervio axilar	154
5.1.2.2 Nervio musculocutáneo	158
5.1.2.3 Nervio mediano.....	162
5.1.2.4 Nervio ulnar.....	165
5.1.2.5 Nervio radial	168
5.1.3 Elementos vasculares.....	171

5.1.3.1 Arteria axilar	171
5.1.3.2 Arteria circunfleja humeral posterior.....	174
5.1.3.3 Arteria circunfleja humeral anterior	176
5.1.3.4 Resumen de los resultados de las estructuras vasculo-nerviosas	178
5.1.4 Nervio supraescapular y relación con tornillos de la metaglena	182
5.1.4.1 Prótesis Delta Xtend®	182
5.1.4.2 Prótesis SMR®	184
5.1.5 Fiabilidad	185
V.II RESULTADOS DEL ESTUDIO DE FOTOELASTICIDAD.....	186
5.2.1 Resultados del modelo del hombro sin prótesis.....	187
5.2.1.1 Húmero sin prótesis	187
5.2.1.2 Escápula sin prótesis	195
5.2.2 Resultados del ensayo con prótesis invertida Delta Xtend	197
5.2.2.1 Componente Humeral.....	197
5.2.2.2 Componente escapular	209
5.2.3 Resultados del ensayo con prótesis invertida SMR	222
5.2.3.1 Componente Humeral.....	222
5.2.3.2 Componente escapular	233
VI.I DISCUSIÓN ESTUDIO ANATÓMICO	249
6.1.1 Interpretación de los resultados del estudio anatómico	249
6.1.1.1 Alargamiento del brazo y referencias óseas	249
6.1.1.2 Nervio axilar	252
6.1.1.3 Otros ramos terminales del plexo braquial.....	253
6.1.1.4 Estructuras vasculares.....	255
6.1.1.5 Nervio supraescapular	257
6.1.2 Validez de la metodología del estudio anatómico	259
6.1.2.1 Valoración alargamiento del brazo: referencias óseas	259
6.1.2.2 Valoración del desplazamiento y alargamiento de las estructuras vasculares y nerviosas	262
6.1.2.3 Nervio supraescapular	264
6.1.2.4 Elección de modelos protésicos	265
6.1.3 Validez de los resultados del estudio anatómico.....	266
6.1.3.1 Alargamiento del brazo y referencias óseas	266
6.1.3.2 Nervio axilar	267

6.1.3.3 Otros ramos terminales del plexo braquial.....	269
6.1.3.4 Estructuras vasculares.....	272
6.1.3.5 Nervio supraescapular	273
6.1.4 Objetivos alcanzados del estudio anatómico.....	277
VI.II DISCUSIÓN DEL ENSAYO DE FOTOELASTICIDAD	282
6.2.1 Interpretación de los resultados del estudio de fotoelasticidad	282
6.2.1.1 Hombro sin prótesis	282
6.2.1.2 Hombro con prótesis.....	284
6.2.2 Validez de la metodología del estudio de fotoelasticidad	288
6.2.3 Validez de los resultados del estudio de fotoelasticidad	292
6.2.4 Objetivos alcanzados del estudio de fotoelasticidad	295
VI.III FUTURAS DIRECTRICES.....	297
VII.I CONCLUSIONES DEL ESTUDIO ANATÓMICO	301
VII.II CONCLUSIONES DEL ESTUDIO DE FOTOELASTICIDAD	302
VIII.I BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN DE APARICIÓN EN EL TEXTO.....	307
VIII.II BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN ALFABÉTICO	319
IX.ANEXOS	333
9.1 Aportación científica	333
9.1.1 Comunicaciones a congresos	333
9.1.2 Otras	333
9.2 Índice de figuras y autoría	334
9.3 índice de tablas	335
9.4 índice de imágenes y autoría	337

I. RESUMEN

I.I RESUMEN

1.1.1 Introducción

La artroplastia invertida de hombro ha presentado un aumento global de su uso debido a sus buenos resultados clínicos. No solo se aprecia la mejoría en el postoperatorio inmediato, sino que se mantiene a medio y largo plazo. Sin embargo, éstas no están exentas de complicaciones. La tasa de alteraciones neurológicas, encontradas mediante estudios neurofisiológicos, es mayor que la encontrada en las prótesis anatómicas de hombro. Una de las justificaciones que se podrían dar a este hecho es el alargamiento del brazo que se produce al implantar una prótesis invertida, ya que la base biomecánica de estas consiste en descender y medializar el centro de rotación del hombro para ofrecer mayor brazo de palanca al deltoides y así poder restablecer el balance articular. Este descenso del centro de rotación de la articulación produce un alargamiento del brazo, que podría llevar asociado un alargamiento de las estructuras neurológicas del mismo, predisponiendo a su lesión.

Otra de las complicaciones encontradas es la desimplantación aséptica de los componentes, principalmente el glenoideo. Es por esto, que los estudios físicos y biomecánicos ayudan a comprender el funcionamiento y comportamiento biomecánico de las prótesis, para así prevenir futuras complicaciones y poder ajustar los diseños en futuros trabajos.

Es por todo ello que se ha llevado a cabo un estudio desde dos puntos de vista: uno anatómico y otro físico.

1.1.2 Hipótesis y objetivos

- Estudio anatómico: el alargamiento conocido que se produce en el brazo tras colocar una prótesis invertida de hombro supone también un alargamiento de las estructuras vasculonerviosas del mismo.
- Estudio fotoelástico: la transmisión de las tensiones en un modelo de fotoelasticidad de hombro es diferente si se le implanta una prótesis invertida. Se pretende analizar la distribución de las tensiones en un hombro sin prótesis, y con prótesis invertida.

1.1.3 Material y métodos

En un primer tiempo se ha llevado a cabo un estudio anatómico en el Centro de Donación de Cuerpos y Salas de Disección de la Universidad Complutense de Madrid, empleándose 20 hombros embalsamados. Se han medido varias distancias para valorar: el alargamiento global del brazo, el alargamiento del espacio subacromial, el estiramiento de los ramos terminales del plexo braquial y el desplazamiento que estos sufren tras la colocación de una prótesis invertida. Todas estas distancias se han medido antes y después de colocar la prótesis invertida de hombro. Se han empleado dos modelos protésicos: SMR®(Lima) y Delta-Xtend®(DePuy-Synthes). En este estudio se analiza también la relación que existe entre los tornillos de la prótesis y el nervio supraescapular.

Desde el punto de vista físico se ha realizado un estudio basado en fotoelasticidad junto con la Escuela de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. Se ha empleado la técnica de congelación de tensiones para documentar la distribución de cargas a las que se ve sometido el hueso en un hombro sin prótesis y tras la implantación

de una prótesis invertida, empleándose los dos modelos protésicos anteriormente señalados. La distribución de las tensiones ha sido analizada usando las piezas completas y cortándolas en secciones para valorar tanto las tensiones en la superficie ósea como a nivel interno.

1.1.4 Resultados

En el estudio anatómico se han analizado 20 hombros embalsamados y se ha encontrado que el alargamiento medio del brazo es de 10,5mm y el del espacio subacromial aumenta 17-29%. Se encuentra un alargamiento significativo de todos los nervios: radial (17%), axilar (14,9%), ulnar (19%), musculocutáneo (22,05%), mediano (23,1%). No se encontraron diferencias significativas entre los dos modelos de prótesis. El tornillo superior de la prótesis se encuentra a una distancia media del nervio supraescapular de 3,97mm y el tornillo posterior de 3,95mm.

Desde el punto de vista de la fotoelasticidad, se compara la distribución las líneas de tensión tanto en el húmero como en la escápula sin prótesis y en el húmero y la escápula con prótesis, encontrando variación en la distribución de las líneas de tensión para ambos grupos, con y sin prótesis. En la escápula se aprecia gran concentración de tensiones en torno a los tornillos que fijan la metaglena protésica, sin embargo, casi no se encuentran líneas de tensión alrededor del tetón central de la metaglena. Se encuentran fuerzas de flexión en la base del acromion, en su unión con la escápula. Estos resultados se reproducen para ambos modelos protésicos.

En el húmero se aprecia gran concentración de líneas de tensión en la interfaz entre el hueso y la prótesis, siendo la distribución diferente para cada prótesis debido a la geometría característica que presenta cada modelo de vástago. Sin embargo, para

ambas prótesis existe una tendencia a concentrar líneas de tensión en la región proximal del húmero, que se atenúan en la metáfisis y vuelven a ser de mayor intensidad a nivel diafisario. Las líneas de tensión que se generan a nivel diafisario son de flexión.

1.1.5 Conclusiones

En el estudio anatómico se ha encontrado que la colocación de una prótesis invertida supone un alargamiento del brazo y del espacio subacromial. Este alargamiento repercute en los ramos terminales del plexo braquial provocando un estiramiento de los mismos y un desplazamiento respecto a su posición inicial. Estos resultados son similares para los dos modelos protésicos ensayados: SMR y Delta-Xtend. Los tornillos superior y posterior son los que presentan mayor riesgo de lesión del nervio supraescapular.

La distribución de las tensiones es diferente en un hombro sin prótesis, que en un hombro con prótesis. En la escápula del modelo de fotoelasticidad ensayado para los dos tipos de prótesis se aprecia mayor concentración de líneas de tensión a nivel de los tornillos que fijan la metaglena. Las cargas entorno al tetón central de la metaglena son escasas. En la base del acromion con prótesis, en la localización que correspondería con las fracturas de estrés tipo II-III descritas por Levy, se encuentran líneas de tensión que representan fuerzas de compresión y tracción. En la diáfisis humeral se concentran líneas de tensión que representan fuerzas de flexión.

I.II ABSTRACT

1.2.1 Introduction

The utilization of the reverse shoulder arthroplasty (RSA) has increased due to its good clinical outcomes. These good results have not only been documented in the early postoperative period, but also in mid and long term in clinical series. However, there are also complications associated to this prosthesis. The number of neurological lesions found in RSA in neurophysiological studies have shown to be more frequent than the anatomical shoulder prosthesis. The lengthening of the arm that is provoked with the RSA is been proposed as one of the possible etiological factors that causes an augmentation of the neurological lesions. This lengthening of the arm is due to the descend and medialization of the centre of rotation (COR) of the shoulder that the RSA needs to increase the lever arm of the deltoid to restore the shoulder movement. The descend of the COR causes the lengthening of the arm and it may elongate its neurovascular structures.

Another complication of the RSA is the aseptic loosening, especially at the glenoid component. Thus, physic and biomechanical studies are need to understand the functioning and biomechanical behaviour of RSA in order to prevent complications and to design new prosthetic models.

This thesis has addressed the study of RSA from two different points of view: anatomic and physic.

1.2.2 Hypothesis and objectives

- Anatomic study: The RSA provokes a lengthening of the arm and its neurovascular structures.
- Photoelastic study: The distribution of tension lines with photoelastic techniques is different in a shoulder model with or without a reverse shoulder prosthesis.

1.2.3 Material and methods

The anatomic study is been performed at the Anatomy and Embryology Department of the Medicine Faculty of the Complutense University of Madrid. In this study 20 embalmed shoulders were used, in which a number of distances were measured in order to determinate: the lengthening of the arm, the lengthening of the subacromial space, the stretching of the neurovascular structures and the displacement that the neurovascular structures suffer. All of these distances were measured before and after the implantation of a RSA. Two models of RSA have been used: SMR®(Lima) and Delta-Xtend®(DePuy-Synthes). In the anatomic study, the relationship between the screws of the prosthesis and the suprascapular nerve were also analysed.

The physic study was made using photoelastic techniques at the Superior Technical School of Industrial Engineering of the Politecnica University of Madrid. The stress freeze technique was to analyse the distribution of stress in the bone of the shoulder with and without a RSA. The analysis of the bones is being made with the whole pieces and dividing each bone in sections, in order to evaluate not only the stresses found in the surface, if not the ones in the inside of the bone.

1.2.4 Results

The mean arm elongation was 10,5mm. The subacromial space suffers an elongation of 17-29%. All the nerves of the area studied were elongated: radial (17%), axillary (14,9%), ulnar (19%), musculocutaneus (22,05%), median (23,1%). There were no significant differences between the type of prosthesis used. The superior screw of the prosthesis is being found at mean distance of the suprascapular nerve of 3,97mm and the posterior screw at 3,95mm.

The photoelastic study shows differences between the distribution of stress in the shoulder with or without the reverse shoulder arthroplasty. In the scapula there is a large concentration of stress around the screws, however, there is no stress around the central peg of the glenoid component of the prosthesis. In the base of the acromion, around its union to the scapula, there is stress that show flexion forces. These results in the scapula are similar for the two types of prosthesis.

The photoelastic analysis of the humerus shows a great concentration of stress between the bone and the stem. The distribution of stress between the humerus and the stem is different for each prosthesis due to the distinct geometry of each stem. However, in both models, there is a tendency of increased stress in the proximal section of the humerus that decreases in the metaphysis and increases again in the diaphysis. The diaphysis stress is flexion type.

1.2.5 Conclusions

The anatomic study shows that the implantation of a reverse shoulder arthroplasty provokes an enlargement of the arm and the subacromial space. These lengthening causes a stretching of the neurovascular structures of the brachial plexus and also causes a displacement of these structures from its initial position. All of these findings are similar for the two prosthetic models studied: SMR and Delta-Xtend. The superior and posterior screws of the prosthesis are the ones that put the suprascapular nerve at risk.

The photoelastic study shows different distribution of stress in a shoulder with or without RSA. In the scapula there are great amount of stress around the screws in both types of prosthesis. There is only little stress around the central peg of both models of RSA. There are compression and traction forces in the base of the acromion that could be correlated to the stress fractures type II-III described by Levy. In the humeral diaphysis there are flexion forces.

II. INTRODUCCIÓN

II. INTRODUCCIÓN

2.1 DOLOR DE HOMBRO

2.1.1 Epidemiología y etiología

El dolor de hombro es un síntoma frecuente en la población, la prevalencia en la población general menor de 70 años se encuentra entre 7-27%, y en mayores de 70 es de 13,2-26%. Hasta el 67% de la población presentará dolor de hombro a lo largo de su vida (1). En 2011 el tratamiento de la patología musculoesquelética supuso un coste de 874.000 millones de dólares en Estados Unidos, lo que representa el 5,7% del producto interior bruto, según estos datos, la patología del hombro es la segunda articulación después de la rodilla en ser causante de dolor crónico (2).

Aunque las causas de dolor de hombro varían en función de la edad, la actividad laboral o deportiva, varios estudios encuentran que la causa de dolor más frecuente (42%) en la población general es el síndrome subacromial y patología del manguito rotador (3). El 51% de las roturas asintomáticas del manguito se convierten en sintomáticas, el 50% de las roturas sintomáticas no responden a tratamientos conservadores, y entorno al 4% degeneran en artropatía del manguito rotador. (4)

El dolor de hombro es una patología muy prevalente en nuestra sociedad y además puede estar ocasionado por múltiples causas como se expone a continuación (5):

- Intrínseca: la causa del dolor se origina en las estructuras que lo componen.
 - Osteoarticular:
 - Articulación glenohumeral: osteonecrosis, artrosis, tumores, artritis inflamatorias o infecciosas, traumatismos, inestabilidad.
 - Articulación acromioclavicular: lesiones traumáticas, artrosis.

- Articulación escapulotorácica: síndrome del rozamiento escápulotorácico.
 - Partes blandas: síndrome doloroso subacromial, rotura del manguito rotador, tendinitis, bursitis, capsulitis adhesiva.
- Extrínsecas o irradiadas:
 - Columna cervical
 - Procesos neurológicos: compresión radicular, síndrome de la salida de la caja torácica, esclerosis múltiple,iringomielia, lesiones tumorales intramedulares, etc.
- Referidos: la causa del dolor se origina en procesos viscerales próximos al diafragma por irritación del nervio frénico. Pueden ser de origen cardiovascular, mediastínico o lesiones subfrénicas.

2.1.2 Patología del manguito rotador

La patología del manguito rotador resulta ser la causa más frecuente de dolor de hombro, se trata de un amplio espectro de patología ya que puede estar originado por múltiples causas:

- Intrínsecas: lesiones intratendinosas secundarias a sobreuso, envejecimiento, hipovascularización.
- Extrínsecas: secundarias a alteraciones en el acro coracoacromial (acromion tipo III, os acromiale, artrosis y osteofitos de la articulación coracoacromial, etc) o en la extremidad proximal del húmero (secuelas de fracturas, deformidades óseas). Pueden deberse a estados de inestabilidad glenohumeral o escapulotorácica o

secundarios a traumatismos de alta energía que provocan roturas en el manguito rotador.

Se han descrito varias fases o estados evolutivos de esta patología:

FASE	Anatomía Patológica	Edad (años)	Tratamiento
I	Edema y hemorragia	<25	Conservador
II	Fibrosis y tendinitis	25-40	Conservador Artroscopia (acromioplastia)
III	Rotura tendinosa parcial o completa	>40	Reparación de la rotura +/- acromioplastia

Tabla 1. Estadios evolutivos de la patología del manguito rotador según Neer (5).

Tras tiempo de evolución de una rotura amplia del manguito rotador, puede desencadenar en una degeneración de la articulación glenohumeral, caracterizado por presentar un ascenso o escape anterosuperior de la cabeza humeral y artrosis en las superficies articulares del húmero y la glena. Este cuadro clínico se denomina artropatía del manguito rotador, la clínica presente, además de dolor, es una pérdida de función del hombro con incapacidad para hacer un balance activo del mismo (manteniendo la movilidad pasiva).

Inicialmente, el tratamiento de esta patología es fundamentalmente rehabilitador. Cuando éste no funciona y la clínica de dolor y/o el déficit de función están establecidos, se recurre al tratamiento quirúrgico. La artroscopia de hombro para realizar desbridamiento y lavado articular, se ha empleado como tratamiento menos agresivo para los pacientes que rechazan la artroplastia(6). Sin embargo, la artroplastia de hombro tipo invertida es la opción quirúrgica que ha demostrado unos resultados clínicos esperanzadores.

La estabilidad de la articulación glenohumeral, en condiciones normales, viene dada por múltiples estructuras estabilizadoras: los músculos del manguito rotador, el bíceps, los músculos periescapulares, las estructuras capsuloligamentosas y el labrum glenoideo. Durante la rotación del húmero sobre la glena, éste permanece estable debido a la contracción del manguito rotador que le da estabilidad rotacional y proporciona un fulcro sobre el cual los músculos de la cintura escapular pueden actuar. Todo esto permite la rotación de la cabeza humeral sobre la superficie glenoidea.(7)

El manguito rotador se encarga de rotar el húmero respecto a la escápula, ofrece equilibrio muscular y compresión a la cabeza en la concavidad de la fosa glenoidea dando estabilidad a la articulación a lo largo del arco de movimiento. Si esquematizamos la biomecánica del manguito rotador, puede ser entendido como pares de fuerzas que deben permanecer en equilibrio tanto en el plano coronal como axial. En el plano coronal, la fuerza ascendente del deltoides se compensa con el infraespinoso, redondo menor y subescapular; este equilibrio solo se consigue si las fuerzas del manguito inferior se ejercen por debajo del centro de rotación, oponiéndose así al ascenso que promueve el deltoides. En el plano transversal, anteriormente se compone del subescapular y posteriormente por infraespinoso y redondo menor. El objetivo del tratamiento de la patología del manguito es mantener el equilibrio de fuerzas en el plano coronal y axial, ya que de lo contrario la fuerza del deltoides no puede ser usada eficientemente en la abducción del hombro.(8)

En la artropatía del manguito rotador se asocia la degeneración de las superficies articulares glenohumerales a lesión de los tendones del manguito. Los estabilizadores

articulares están afectados, por ello, las fuerzas musculares del manguito que comprimen y estabilizan la cabeza del húmero contra la glena están disminuidas y por tanto predomina la fuerza del deltoides que asciende la cabeza, y esto erosiona la concavidad superior de la glena. La traslación superior de la cabeza humeral que articula con la parte superior del arco coracoacromial da lugar a la acetabulización del acromion y de la parte superior de la glena, y a la femoralización de la cabeza humeral. (9)

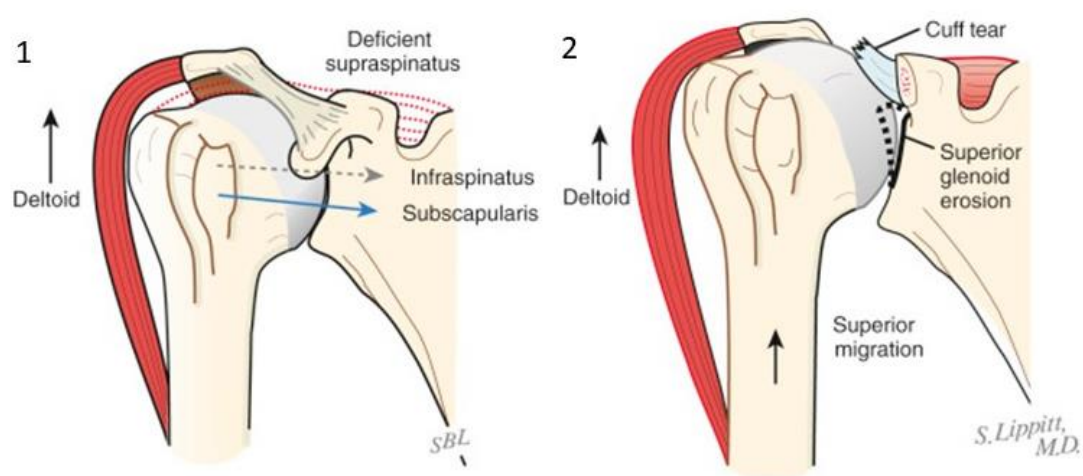


Imagen 1. 1. La disfunción de los tendones del manguito rotador hace que predomine la fuerza ascendente del deltoides. 2. En la artropatía del manguito se produce un ascenso anterosuperior del húmero que erosiona el reborde superior de la glena.

Imágenes obtenidas de Matsen et al (9).

2.2 PRÓTESIS INVERTIDA DE HOMBRO

2.2.1 Historia de la prótesis invertida de hombro

La indicación original de la prótesis invertida de hombro era la artropatía del manguito rotador. El primer diseño de una prótesis de hombro fue a finales de la década de 1980 por Themistocles Gluck, aunque nunca llegó a publicar sus diseños. Fue en 1893 cuando Jules Emilie Péan publica el uso de una prótesis de hombro para el tratamiento de una infección tuberculosa. (10) Sin embargo, el desarrollo de la prótesis de hombro no evolucionó hasta mediados del siglo XX de la mano de Charles S. Neer. La patología degenerativa del hombro supone un gran reto, ya que no solo se trata cambios degenerativos en las superficies articulares, sino que asocia lesiones irreparables del manguito rotador que predisponen a la inestabilidad vertical de la articulación, así como la pérdida de función del brazo y dolor asociados. (11)

La hemiartroplastia de hombro ofrecía resultados modestos, ya que mejoraba parcialmente el dolor, pero no la función, y con el tiempo desarrollaban erosión glenoidea aumentando la sintomatología dolorosa, además muchas evolucionaban a una luxación superior de la prótesis. Los modelos de prótesis anatómica presentaban el principal problema del aflojamiento del componente glenoideo y de los malos resultados funcionales.(11)

En 1972 Neer presentó el primer diseño de prótesis de hombro con la geometría articular invertida. La constricción del diseño proveía un fulcro fijo que daba la estabilidad suficiente evitando la necesidad de reparar el manguito rotador. Diseñó tres modelos en los que el componente glenoideo estaba cementado en la escápula: Mark I (tenía una esfera muy grande que impedía el anclaje del manguito), Mark II (diseño

similar a la Mark I pero de menor tamaño que permitía suturar el manguito, sin embargo, presentaba menor rango de movilidad), Mark III (añadía una opción de rotación axial en el componente humeral para permitir mayor movimiento). Neer abandonó el desarrollo de esos modelos ante la frecuente desimplantación de los componentes glenoideos, concluyó que la escápula no tenía entidad suficiente para soportar las cargas a las que le sometían estos diseños protésicos, además del hecho de que la reinserción del manguito debe llevarse a cabo para mantener la función de rotación.(12)

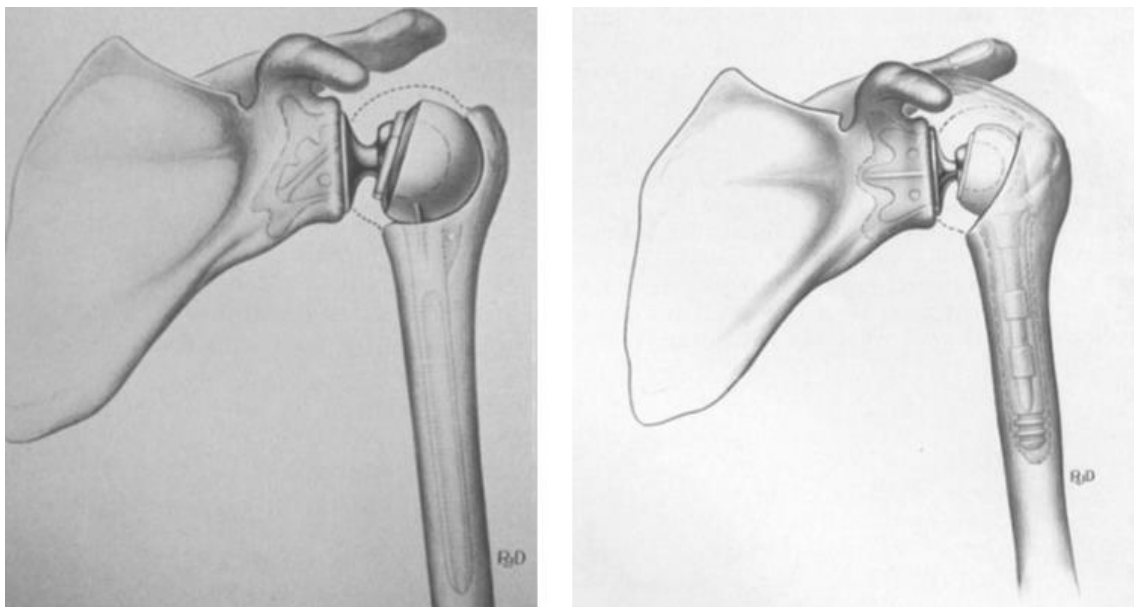


Imagen 2. Prótesis de Neer: Mark I (izquierda), Mark II (derecha).(10)

Simultánea y posteriormente a Neer, se siguieron desarrollando modelos de prótesis de hombro que invertían la anatomía normal y pretendían mantener un fulcro fijo (10–12):

- Reeves (1972, Inglaterra): reproducía la geometría inversa de Neer.

- Gerard y Lannelongue (1972, Francia): fijaban el componente glenoideo mediante tornillos.
- Köbel (1972, Alemania): diseñada para resecciones tumorales, la glena se cementaba, pero se fijaba a un soporte superior mediante un tornillo.

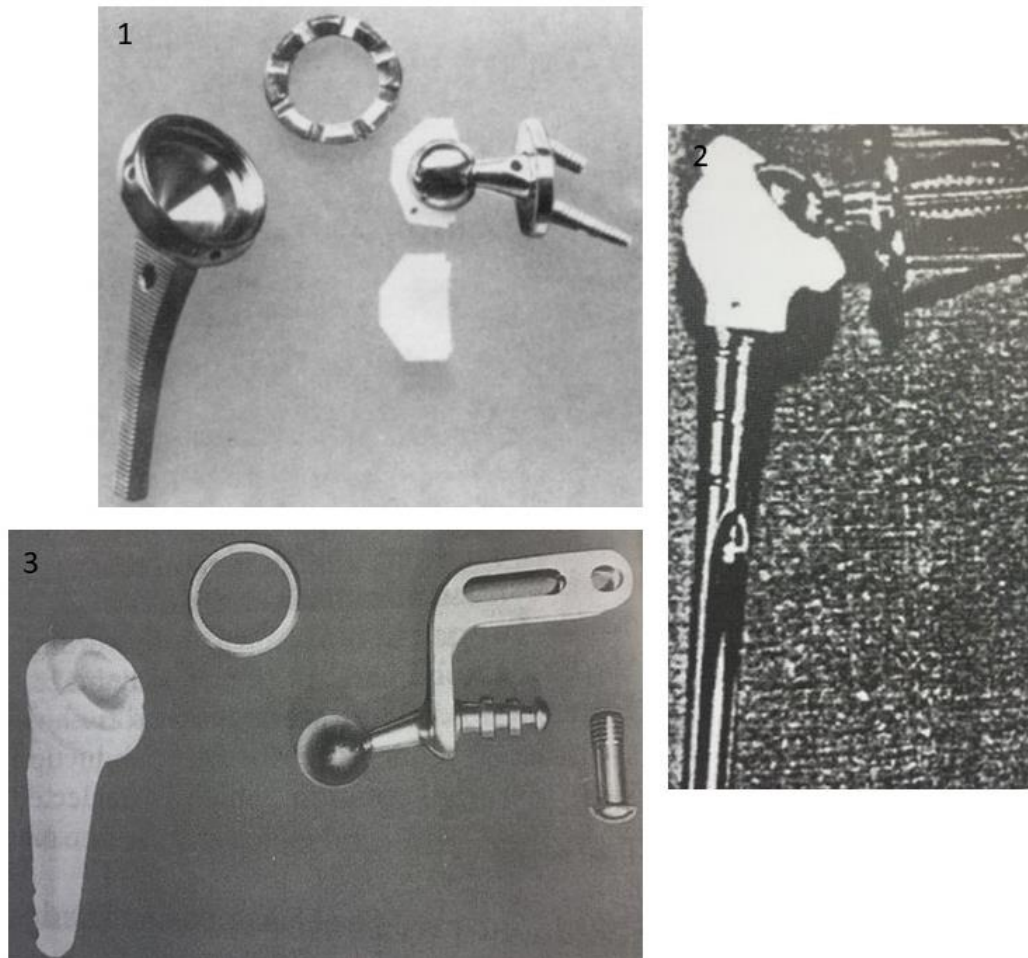


Imagen 3. 1. Modelo de prótesis de Reeves 2. Gerard. 3. Köbel. Imágenes obtenidas de Pupello et al(12).

- Kessel (1973): primer diseño en el que la glena se fijaba mediante un único tornillo.
- Fenlin (1975, Philadelphia): el componente protésico se fija a la glena mediante dos piezas (una hacia el pilar inferior de la escápula y otra hacia la coracoides).

- Beddow y Elloy (1975, Liverpool): el componente glenoideo incluía un vástago fijo en el pilar de la escápula para aumentar su fijación. La esfera del componente glenoideo articulaba con una cúpula de polietileno en el húmero sin vástago.
- Buechel y Pappas (1978): “floating fulcrum”, el tamaño de la esfera disminuye para aumentar el rango de movimiento
- Gristina y Webb (1978): presentaban pequeñas esferas tanto en el componente humeral como en el glenoideo, que articulaban con una cúpula de polietileno mayor. Denominada “Trispherical”.

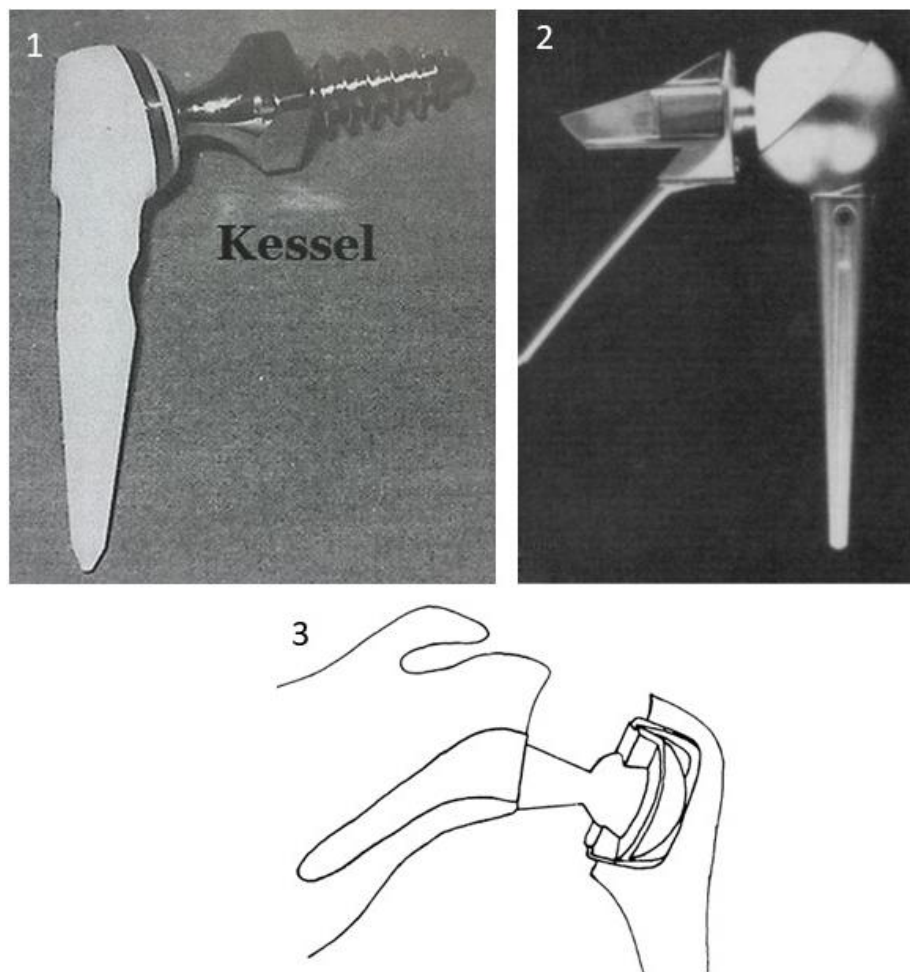


Imagen 4. 1. Modelo de prótesis de Kessel. 2. Modelo de prótesis de Fenlin. 3. Modelo Liverpool diseñado por Beddow y Elloy. (10,12)

Ninguno de estos modelos se expandió y siguió desarrollándose, no fue hasta 1985 cuando Grammont diseñó el modelo Trompette, momento en que se establecen las bases de la prótesis invertida que han llegado a nuestros días. La base de su diseño se centraba en medializar y descender el centro de rotación (Center of Rotation - COR) de la articulación, el objetivo de este cambio era aumentar el brazo de palanca del deltoides, permitiendo así mejorar la función de los pacientes. Se utilizó 2/3 de una esfera para la glenosfera que se fijaba mediante cemento. Este diseño se fue modificando: la glenosfera pasó a ser una hemiesfera de mayor diámetro a los diseños anteriores, de esta manera el COR quedaba en la superficie glenoidea; la glenosfera se fijaba a compresión (press-fit) a una metaglena y a su vez esta fija en la glena nativa mediante dos tornillos y un tetón central poroso; el componente humeral tenía una superficie cóncava pequeña con angulación no anatómica (155º) que cubría menos de la mitad de la glenosfera y descendía el húmero. Fueron todas estas modificaciones las que dieron lugar a la Delta (DePuy-Synthes), que entró en el mercado europeo en 1991.

(11–13)



Imagen 5. 1. Modelo Trompette de Grammont. 2. Modelo Delta III de Grammont.(12)

El modelo Delta se ha seguido desarrollando hasta que en 1994 apareció Delta Xtend III (DePuy-Synthes). Este modelo ha presentado buenos resultados ampliamente validados en la literatura para: el tratamiento de la artropatía del manguito rotador, el rescate de cirugías previas y fracturas de húmero proximal.(14)

El desarrollo de nuevos modelos de prótesis invertida ha seguido produciéndose desde entonces, ofreciendo actualmente una amplia gama de opciones con más de 16 modelos en el mercado. Otorgando así una gran versatilidad al cirujano, pudiendo elegir entre: vástagos cementados o no, largos, prótesis sin vástago “stemless”, metaglenas con suplementos, tornillos que fijan la metaglena de ángulo variable o fijo, bloqueados o no, etc.(12,14)

Actualmente encontramos varios tipos de diseños de prótesis invertidas: las que siguen la filosofía de Grammont y colocan el COR sobre la superficie de la glena; aquellas que

lateralizan el COR modificando el componente glenoideo; y aquellas que tienen el vástago humeral más lateralizado también conocidas con mayor offset humeral.(15)

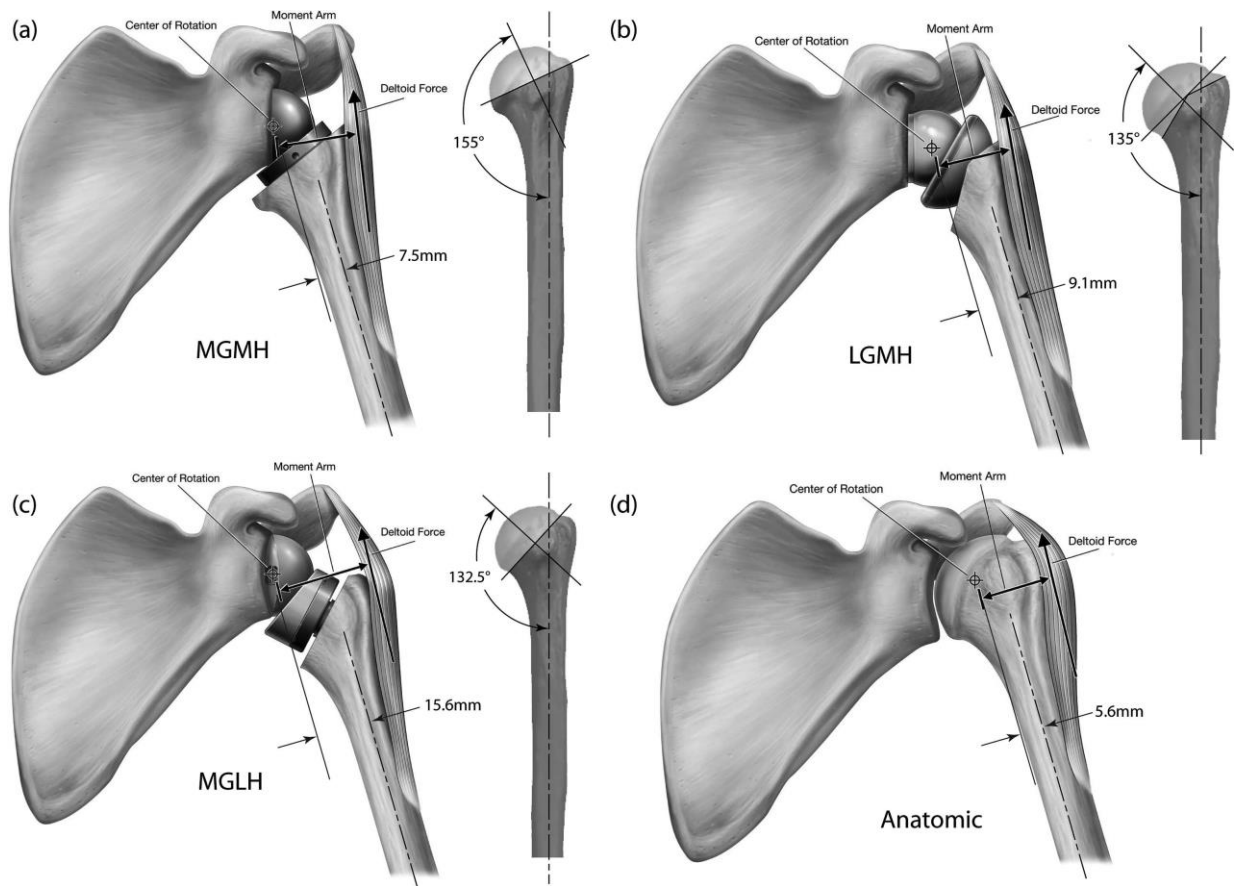


Imagen 6. Tipos de prótesis invertidas. A. Diseño tipo Grammont con el COR sobre la superficie glenoidea, componente humeral y glenoideo medializados. B. Glena lateraliza más el COR y húmero medializado. C. COR sobre superficie de la glena, pero húmero más lateralizado o con más offset. D. Hombro sin prótesis. (15)

2.2.2 Biomecánica de la prótesis invertida de hombro

Biomecánica de la artroplastia de hombro

El tratamiento de la artropatía del manguito ha supuesto un reto quirúrgico históricamente, ya que el reemplazo articular por una prótesis anatómica fracasaba porque la fuerza que se produce sobre el componente glenoideo no está centrada debido al desequilibrio de fuerzas musculares, que produce una migración superior del componente humeral y da lugar al fenómeno de rocking horse (mecedora o balancín). Y es este fenómeno de rocking horse el que puede provocar además el aflojamiento del componente glenoideo. (7,9)

El modelo de prótesis tipo CTA (Cuff Tear Arthropaty: artropatía del manguito rotador) puede ser una opción para aquellos hombros con elevación activa mayor de 90º, sin escape o ascenso anterosuperior de la cabeza. La peculiaridad de esta prótesis frente a la hemiartroplastia, es que tiene una prolongación lateral que contacta con la parte inferior del arco coracromial. (9)

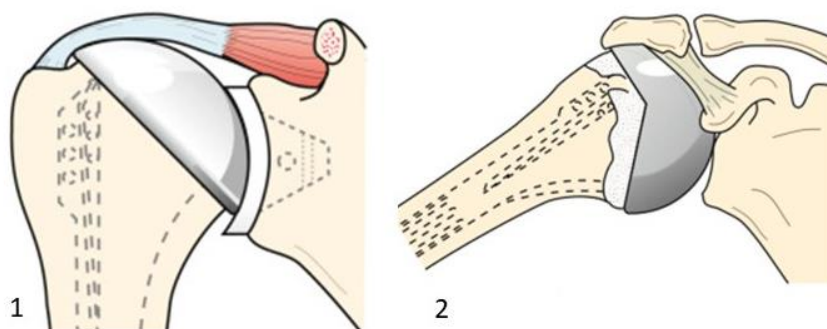


Imagen 7. 1 Prótesis total anatómica. 2 Prótesis tipo CTA.(9)

La indicación original de la prótesis invertida era para aquellos hombros con pseudoparálisis (elevación activa menor de 90°) y con escape anterosuperior de la cabeza humeral. La estabilidad de este modelo se consigue a través de la compresión entre la glena y la concavidad humeral a la que someten las fuerzas musculares del deltoides, el tendón conjunto y la cabeza larga del tríceps. (9)

Según los principios establecidos por Grammont, el diseño de la prótesis invertida traslada distal y medialmente el COR, quedando fijo sobre la superficie glenoidea. Este diseño semiconstreñido presenta estabilidad inherente, utiliza la fuerza del deltoides para compensar el manguito rotador deficiente durante todo el rango de movimiento.(7)

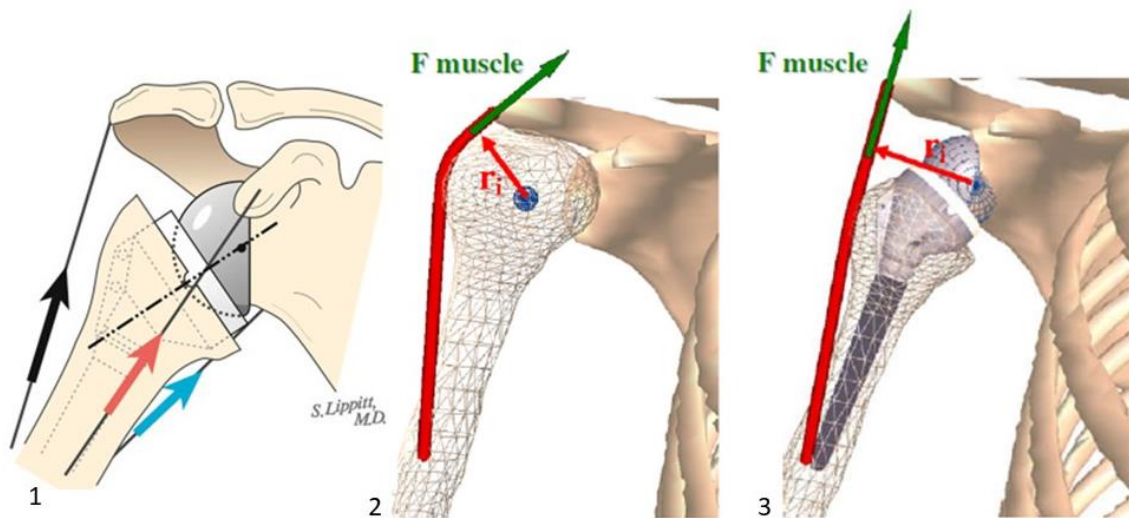


Imagen 8. 1. Fuerzas musculares del deltoides (negro), tendón conjunto (rojo) y cabeza larga del tríceps (azul) que actúan sobre la prótesis invertida.(9) 2 y 3 Se aprecian los cambios del COR que se produce en el hombro normal y tras la implantación de una prótesis invertida. COR se traslada distal y medial respecto a su situación anatómica.(16)

2.2.3 Indicaciones de la prótesis invertida de hombro

La indicación inicial de la prótesis invertida fue la artropatía del manguito rotador. Según se fue extendiendo su uso, y ante los buenos resultados que se obtenían, las indicaciones de su uso fueron aumentando.

1. Artropatía del manguito rotador en ancianos. (17)
2. Fracturas de extremidad proximal de húmero: fracturas con múltiples fragmentos en pacientes con osteopenia ofrece buenos resultados funcionales. (18)
3. Secuelas postraumáticas. (19,20)
4. Déficit de stock óseo glenoideo: artrosis primarias con glenas tipo B2-Walch la prótesis invertida ofrece buenos resultados. (21)
5. Rescate de otras artroplastias. (22)
6. Rotura masiva del manguito rotador sin artrosis glenohumeral. (23)
7. Artritis inflamatoria. (24)
8. Resecciones tumorales. (25)

Este aumento de indicaciones se ha visto traducido en un incremento exponencial de su uso a nivel mundial. Según datos de los registros de artroplastias nacionales, el uso de la prótesis de hombro ha aumentado de forma global: Australia un 115,5% entre 2008-2017 (26); Reino Unido un 154,87% en el periodo 2012-2017 (27) , Finlandia ha aumentado su uso un 160% entre 2004-2015 (28).

Hasta el año 2003 la FDA (Food and Drug Administration) no aprobó su uso en Estados Unidos (EE UU). El uso de prótesis de hombro (hemiartroplastia, artroplastia total anatómica e invertida) en EE UU ha aumentado de 14.000 en el año 2000 a 47.000 en el

2008. Sin embargo, hasta 2010 International Classification of Diseases, Ninth Revision (ICD-9) no codificó la prótesis invertida de manera independiente (Código de procedimiento 80.88) respecto a la prótesis anatómica (80.80). En 2011 en EE UU se realizaron aproximadamente 66.485 prótesis de hombro: 21.692 prótesis invertidas (32,6%), 29.359 prótesis anatómicas (44,2%) y 15.434 (23,2%) hemiartroplastias. (29)

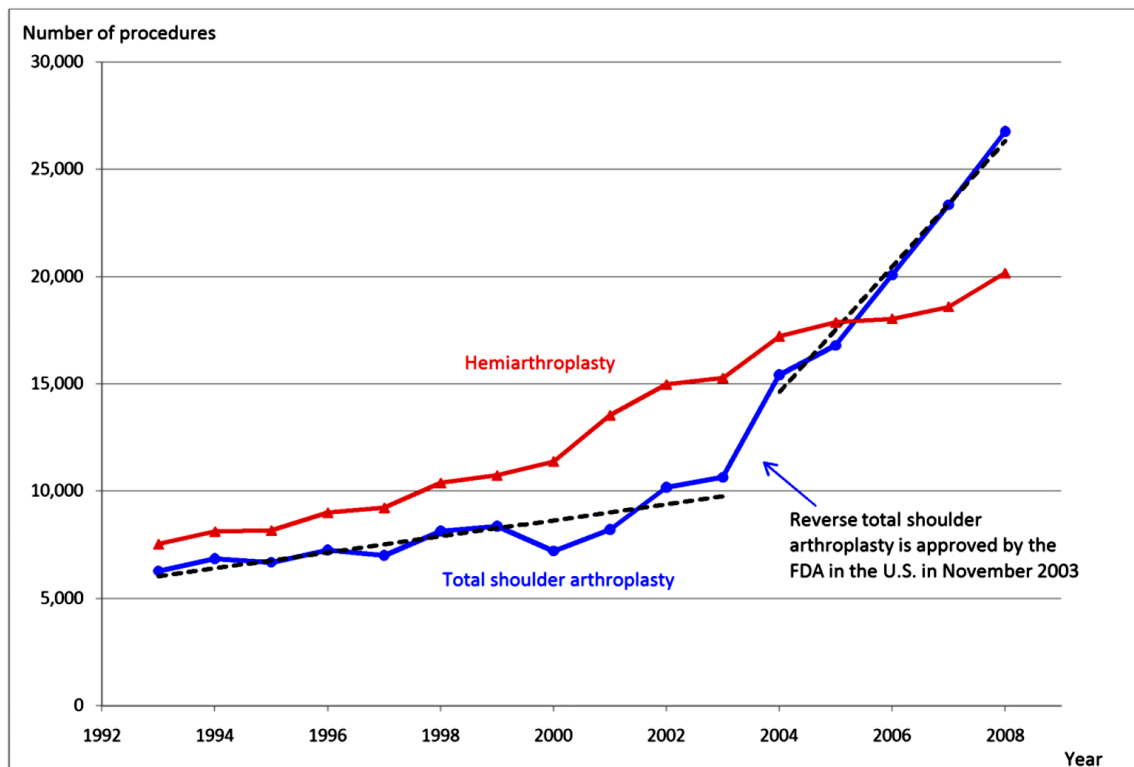


Figura 1. Datos de Kim et al (30) que estiman el uso de prótesis de hombro en Estados Unidos desde 1993 hasta 2008.

En EE UU el incremento del uso de la prótesis invertida se aprecia a lo largo de los años, pasando en 2005 de ser el 4% de las prótesis de hombro, a ser el 28% de todas las prótesis de hombro en 2013. (31)

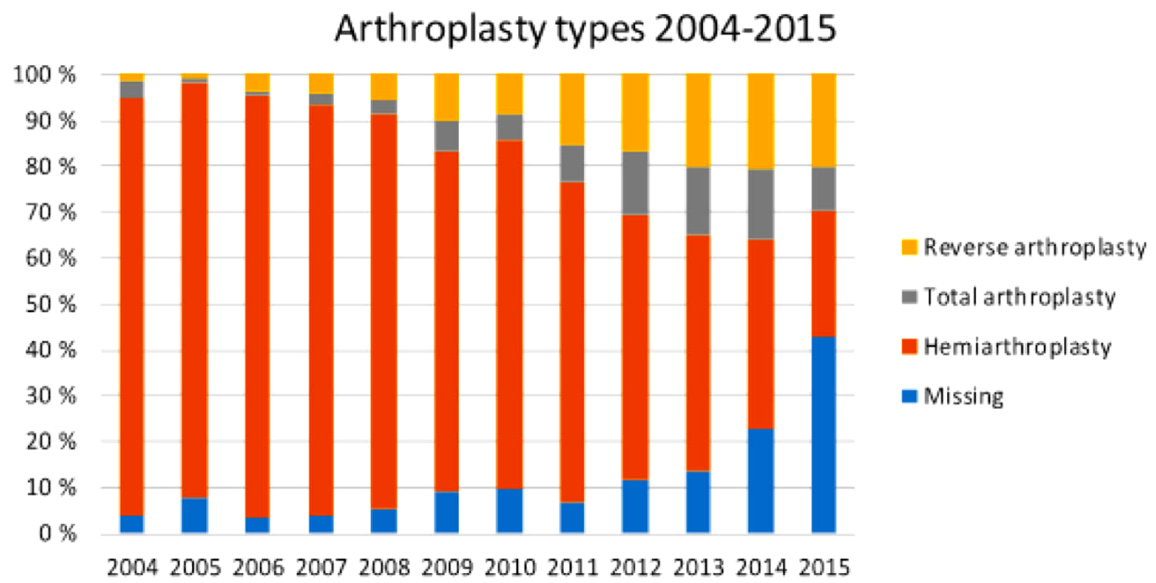


Figura 2. Cambio de tendencias de tipos de prótesis de hombro entre 2004-2015 en Finlandia: desciende el uso de la hemiartroplastia, aumentando las prótesis totales anatómicas y las invertidas. (28)

2.2.4 Resultados clínicos de la prótesis invertida de hombro

La artroplastia invertida ofrece una mejora en las escalas clínicas funcionales, como por ejemplo la escala Constant. Esta mejoría no solo se aprecia en el postoperatorio inmediato, sino que se mantiene a medio y largo plazo (5 y 10 años respectivamente).

La mejoría clínica tanto en el balance articular activo como en el alivio del dolor, se obtiene para la varias etiologías: artropatía del manguito rotador, secuelas de fracturas, revisión de otras artroplastias, etc. (32,33)

La artropatía del manguito rotador es la indicación principal para este tipo de prótesis (hasta el 40% según las series). La supervivencia media de una artroplastia invertida es del 85% a 15 años. (32,33)

2.2.5 Complicaciones generales de la prótesis invertida de hombro

Fracturas intraoperatorias

Las fracturas intraoperatorias pueden darse tanto en el húmero como en la glena. La incidencia en la glena es baja: 2,2-10% (17,34) y pueden ser manejadas de forma conservadora o con osteosíntesis en función de su tamaño (35). En el húmero son más frecuentes, hasta en el 24,1% de los casos de revisión protésica, y su tratamiento varía desde la sutura transósea si se trata solo de las tuberosidades, o cerclaje si presenta extensión metafiso-diafisaria (17,35).

Inestabilidad

La luxación de una prótesis invertida resulta ser una complicación mayor y su tratamiento resulta en muchas ocasiones complejo por su amplio abanico de causas. La incidencia en la literatura es variable: 0-30% (35), Zumstein et al (36) describen una incidencia del 4,7% en 782 prótesis invertidas. La etiología de la inestabilidad es multifactorial, los factores predisponentes según Boileau et al (37) son: cirugía previa (osteosíntesis, revisión de cirugía protésica), abordaje deltopectoral, pérdida ósea humeral (que provoque un acortamiento), pérdida ósea glenoidea (origina traslación medial de la glena), malposición de los componentes, incorrecta elección en el tamaño de los componentes, incompetencia de las partes blandas (subescapular ausente, atrofia deltoidea), infección latente. Si la luxación tiene lugar en los tres primeros meses tras la cirugía, la reducción cerrada e inmovilización puede ser satisfactoria. Si se trata de episodios recurrentes o en fases más tardías requieren reintervención y revisión de los componentes hasta en el 87,5% de los casos (36,37).

Infección

La tasa de infección es del 3,8% (36), es mayor que en casos de hemiartroplastia o prótesis anatómica de hombro, esto puede ser debido al hecho de que la prótesis invertida se ha empleado tradicionalmente como rescate de secuelas de cirugías previas aumentando así la complejidad del procedimiento. Las bacterias más frecuentemente aisladas son: *Cutibacterium acnes*, *Staphylococcus epidermidis*, *Staphylococcus aureus* (17,35–38). El tratamiento varía desde un lavado articular y recambio de los componentes móviles, hasta un recambio protésico en uno o dos tiempos (37).

Muesca o notching escapular

El término notching se refiere a una erosión en el borde inferior del cuello de la escápula, medial a la metaglena protésica. La causa de esta erosión es el choque en el cuello escapular con el componente protésico humeral. En las primeras series, la incidencia de este fenómeno era 44-97% (39,40), aunque recientemente, mejoras en la técnica quirúrgica y en el diseño de las prótesis han disminuido estas cifras (0-19%) (41).

Existe controversia respecto a la repercusión clínica que el notching conlleva, muchos defienden que no afecta a la función del paciente, pero algunas series relacionan mayores grados de notching con peores puntuaciones en la escala funcional Constant. Tampoco se ha podido establecer la relación entre el notching y la desimplantación del componente glenoideo (41).

Existen varias soluciones para disminuir la incidencia del notching: modelos de prótesis con el centro de rotación más lateralizado o con ángulo humeral cérvico-diafisario menor; glenosferas excéntricas; la colocación de la glenosfera más inferior y glenosferas de mayor tamaño (41).

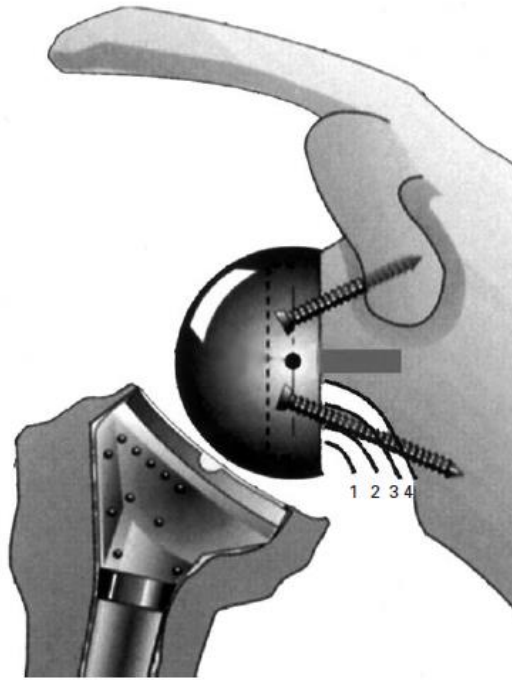


Imagen 9. Grados de Notching por Nerot-Sirveaux. Grado 1: Defecto contenido en el pilar inferior del cuello de la escápula. Grado 2: Erosión al nivel del tornillo inferior. Grado 3: La erosión se extiende más allá del tornillo inferior. Grado 4: Defecto extendido hasta el tetón central de la metaglena. Imagen de Sirveaux et al (42).

Fallo mecánico

El aflojamiento glenoideo es más frecuente que el humeral. En prótesis con la glena medializada se encuentra entorno al 2,6% y en los modelos que lateralizan más la glena entorno al 4,6% (17). Los nuevos diseños han mejorado la fijación de la metaglena con metal trabecular, mayor número de tornillos y tornillos de ángulo variable bloqueados (35,43).

El aflojamiento humeral es poco frecuente, aunque tras un tiempo de la implantación de la prótesis se pueden encontrar líneas de radiolucencia. Estas líneas se encuentran

en 8-10% para vástagos no cementados y hasta el 20% en cementados, no hay relación directa con la movilización/hundimiento de los vástagos. Las tasas de aflojamiento son similares para los modelos cementados o no (2-3%) (43), sin embargo, sí se ha encontrado mayor tasa de stress shielding en las tuberosidades de modelos no cementados (44).

Fracturas de estrés en acromion

Las fracturas por insuficiencia en el acromion o en la escápula tras la colocación de una prótesis invertida presentan una incidencia baja: 0,9-7% (45–47). Su etiopatogenia no está bien definida pudiendo ser ésta multifactorial: una de las causas es el adelgazamiento y la mala calidad ósea que presenta el acromion en los casos que se encuentra acetabulizado secundario a la artropatía del manguito rotador. Otro factor para tener en cuenta es el aumento de tensiones generado en el deltoides que se trasmite al acromion. Por último, otro factor a tener en cuenta es la colocación de los tornillos, sobre todo los posterosuperiores. (35,40,46).

Para el diagnóstico de estas fracturas suele ser preciso el TC que permite clasificarlas en tres tipos según Levy et al (47). La mayoría pueden seguir tratamiento conservador, pero deberán ser tratadas quirúrgicamente las fracturas desplazadas de la base del acromion y de la espina de la escápula, y aquéllas que comprometan la estabilidad protésica (35).

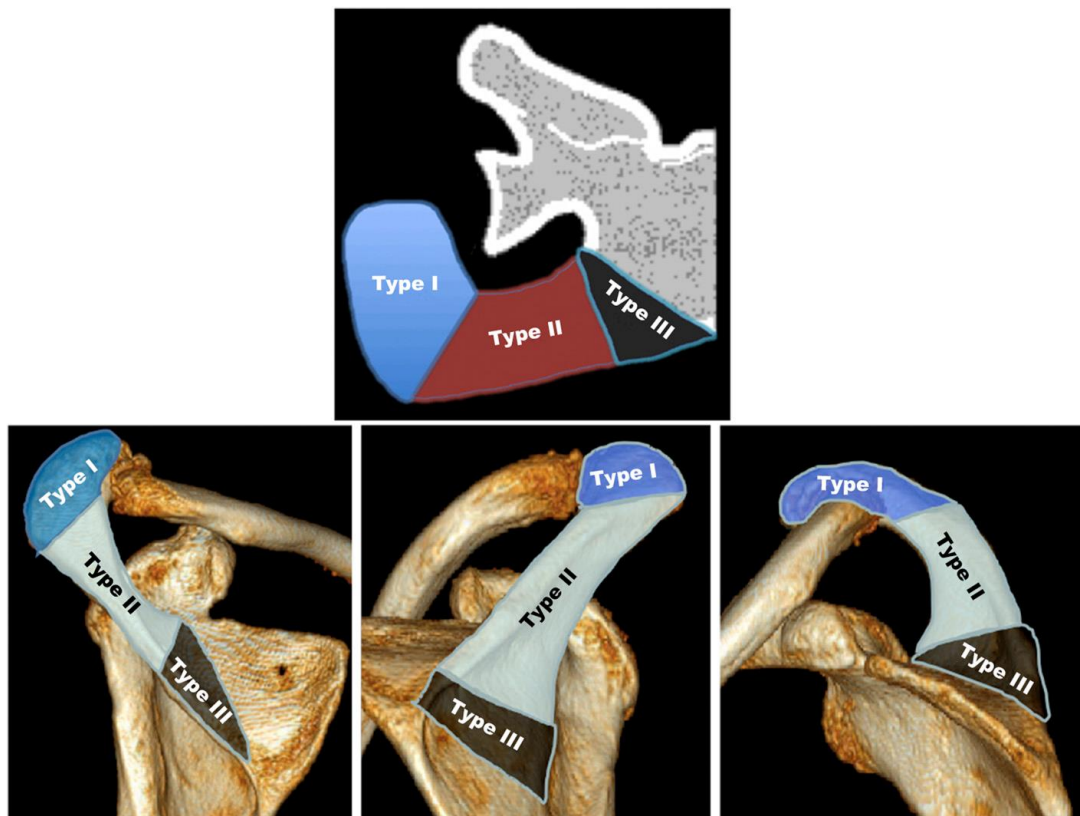


Imagen 10. Clasificación de Levy de fracturas de estrés del acromion. Tipo I: afecta a la inserción anterior y media del deltoides. Tipo II: afecta a la porción media del deltoides. Tipo III: afecta la inserción posterior y medial del deltoides. Imagen de Levy et al (47).

Lesión vascular

Son infrecuentes las lesiones vasculares, se han encontrado dos casos descritos en la literatura. Ghanem et al (48) describen un caso de un paciente con arteriopatía diabética al que se coloca una prótesis invertida como rescate de una hemiartroplastía, presenta clínica de oclusión vascular en las primeras semanas postoperatorias y se aprecia un stop en la arteria axilar en la angiografía, que es tratado mediante angioplastia.

Wingert et al (49) describen una lesión intraoperatoria de la arteria axilar (que precisó reconstrucción mediante endoprótesis) y del plexo braquial tras colocar la prótesis invertida. Durante el seguimiento se confirmó mediante electromiograma la lesión severa de los nervios radial, ulnar y musculocutáneo.

Lesión neurológica

Las lesiones neurológicas son infrecuentes, 5,4% de todas las complicaciones (38), afectan principalmente al nervio axilar y al plexo braquial. La mayoría de las complicaciones neurológicas con repercusión clínica se resuelven de manera espontánea durante los primeros meses postoperatorios. Pueden estar debidas a múltiples causas: daño directo durante la cirugía, posturas extremas del brazo durante la cirugía, uso del bloqueo interescalénico, lesión directa de algún componente protésico, el alargamiento del brazo que se produce tras la reducción de la prótesis, etc. (35).

Como recuerdo anatómico, las estructuras vasculonerviosas (plexo braquial y arteria axilar) que se dirigen hacia la extremidad superior se encuentran estrechamente relacionadas con el hombro debido a su proximidad. El plexo braquial está formado por

las ramas vertebrales anteriores de los nervios raquídeos de C5 a T1. Se divide en pars supraclavicularis (por encima de la clavícula, que se divide a su vez en los troncos superior, medio e inferior) y pars infraclavicularis (debajo de la clavícula, que se origina de las ramas originarias de los troncos y se divide en cordones lateral, posterior y medial). De la división de los cordones se originan los ramos terminales que se dirigirán al brazo: nervio musculocutáneo, axilar, radial y ulnar, entre otros.

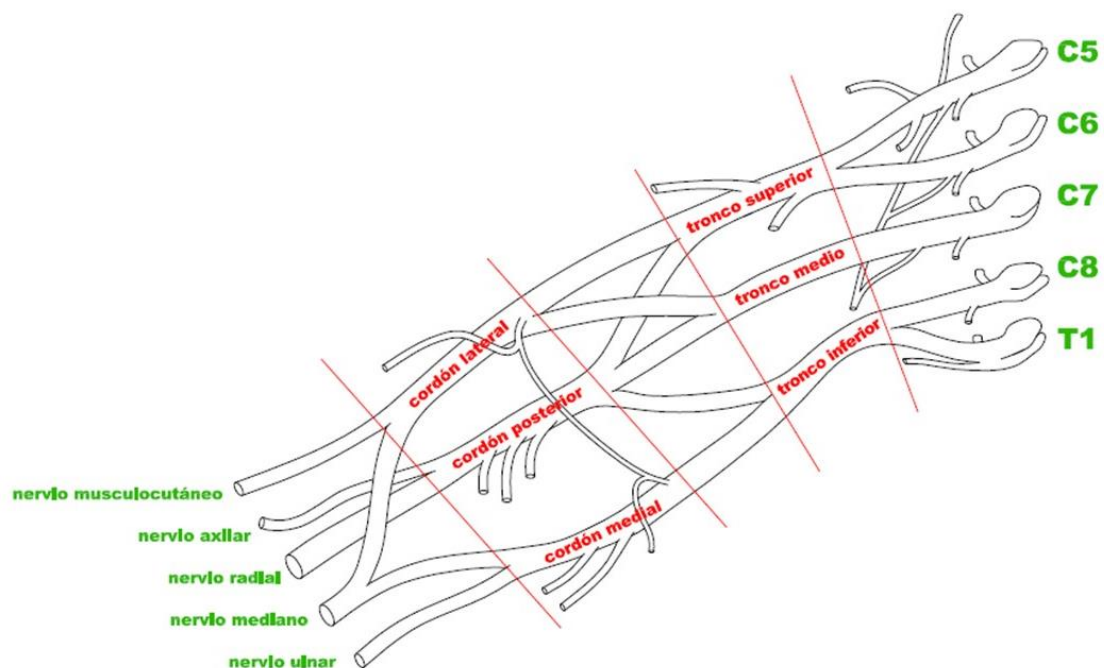


Imagen 11. Esquema del plexo braquial supra e infraclavicular y sus posteriores divisiones.

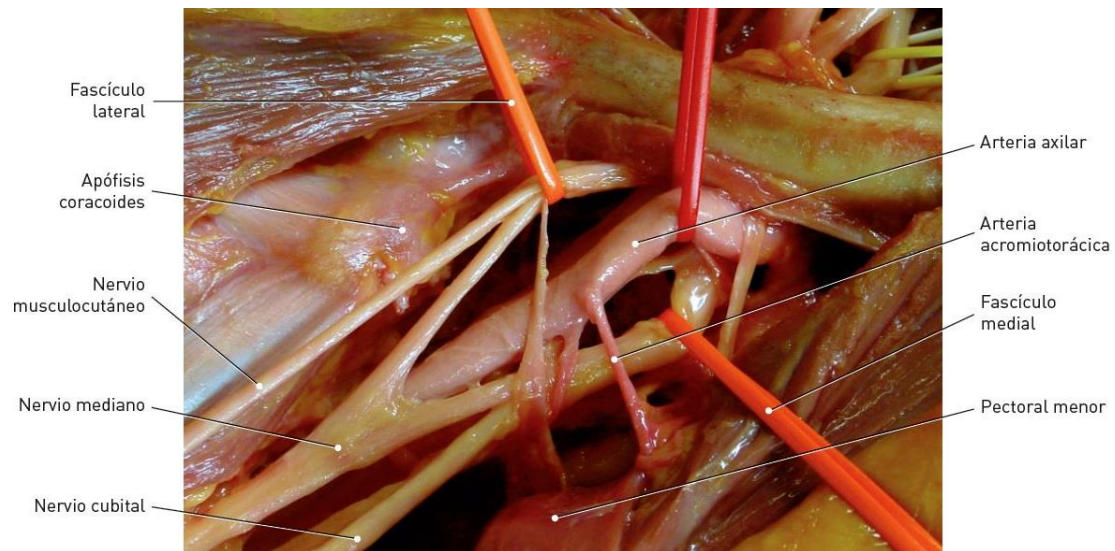


Imagen 12. Plexo infraclavicular, formación de los ramos terminales. Nótese su proximidad con la apófisis coracoides y su estrecha relación con la arteria axilar.

Imagen de Llusá et al. (50)

Se creía que las lesiones neurológicas tras la cirugía protésica de hombro eran infrecuentes, en torno al 0-4,3% (51,52). Estudios recientes, apoyados en estudios electromiográficos, encuentran una incidencia de lesiones neurológicas mayor de la previamente descrita (entorno al 20%) (53,54), muchas de estas alteraciones tienen escasa repercusión clínica y se resuelven espontáneamente durante los primeros meses postoperatorios.

Aunque la artroplastia invertida de hombro ofrece resultados clínicos esperanzadores en el tratamiento de la artropatía del manguito, su diseño no anatómico puede predisponer a más lesiones nerviosas. El descenso del centro de rotación de la articulación glenohumeral provoca un alargamiento en el brazo que puede conllevar una elongación del plexo braquial.

2.2.6 Alargamiento del brazo tras una prótesis invertida

Valoración del alargamiento

Aumentar el brazo de palanca del deltoides es fundamental para conseguir el correcto funcionamiento de la prótesis invertida y para evitar la inestabilidad. Pero un excesivo alargamiento del brazo y una excesiva tensión en el deltoides pueden provocar complicaciones como: lesiones neurológicas y fracturas de acromion, entre otras (54–57).

Son varios los factores que influyen en el alargamiento del brazo: la altura de la colocación de la glenófera en el plano frontal, el tamaño y excentricidad de la glenófera, el grosor del polietileno, el nivel de la osteotomía humeral, el tipo de vástago humeral y la altura a la que se implanta (58,59).

Se han propuesto varios métodos radiográficos para valorar el alargamiento que sufre el brazo tras la implantación de este modelo de prótesis, actualmente no hay un único modelo estandarizado para valorar este parámetro.

Lärdeman (60) propuso varias referencias como se expone a continuación y en la siguiente imagen:

- Longitud humeral: distancia medida desde la parte más superior del húmero (H) o componente protésico humeral (P), al eje epicondileo (LE).
- Longitud del brazo: distancia entre el eje epicondileo (LE) y la línea que pasa por la parte más lateral e inferior del acromion (A), siendo ambas perpendiculares al eje diafisario. Es útil para valorar el alargamiento global del brazo.

- Distancia acromio-humeral: distancia entre el borde lateral e inferior del acromion (A), al punto más alto del húmero (H) o componente protésico humeral (P). Sirve para valorar el alargamiento del espacio subacromial.

Todas estas distancias son medidas mediante radiografías simples calibradas, con control de magnificación y con control de la posición del paciente.

Este estudio fue validado posteriormente por Lädermann (61,62) y otros autores como Werner (63), Greiner (64).

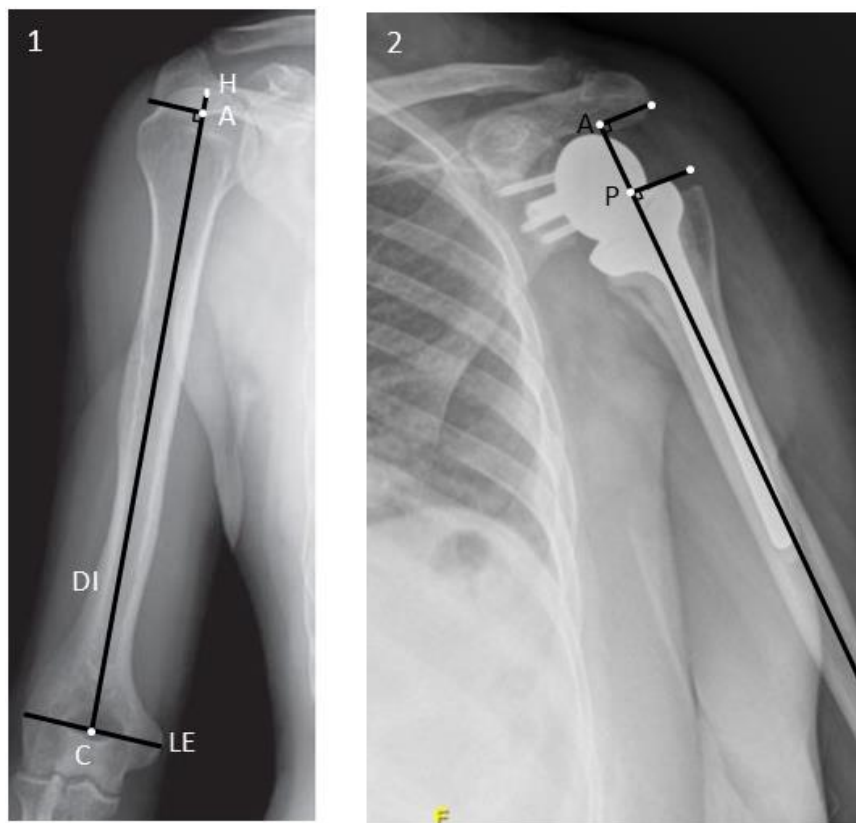


Imagen 13. LE (Línea epicondilea), DI (Eje diafisario), H (intersección entre la parte más alta de la cabeza humeral y el eje diafisario), A (Intersección entre el punto más bajo y lateral del acromion y el eje diafisario). C (Intersección entre línea epicondilea y eje diafisario). P (Intersección entre el punto más alto del vástago humeral protésico y el eje diafisario). Imagen 1. Preoperatoria. Imagen 2. Control postoperatorio. (60).

Otras referencias radiográficas empleadas en el estudio del alargamiento del brazo son:

- Longitud del deltoides: definida como la distancia entre el borde inferior-lateral del acromion con la tuberosidad deltoidea medida a 0° de abducción (65,66).

- Distancia entre acromion y troquiter: distancia entre el borde inferior-lateral del acromion y el punto más supero-lateral de la tuberosidad mayor del húmero (65,66).

Parámetro empleado para valorar el espacio subacromial.

- Diferencia entre las distancias entre el centro de rotación de la glena y de la cabeza humeral y con respecto al troquiter (67).

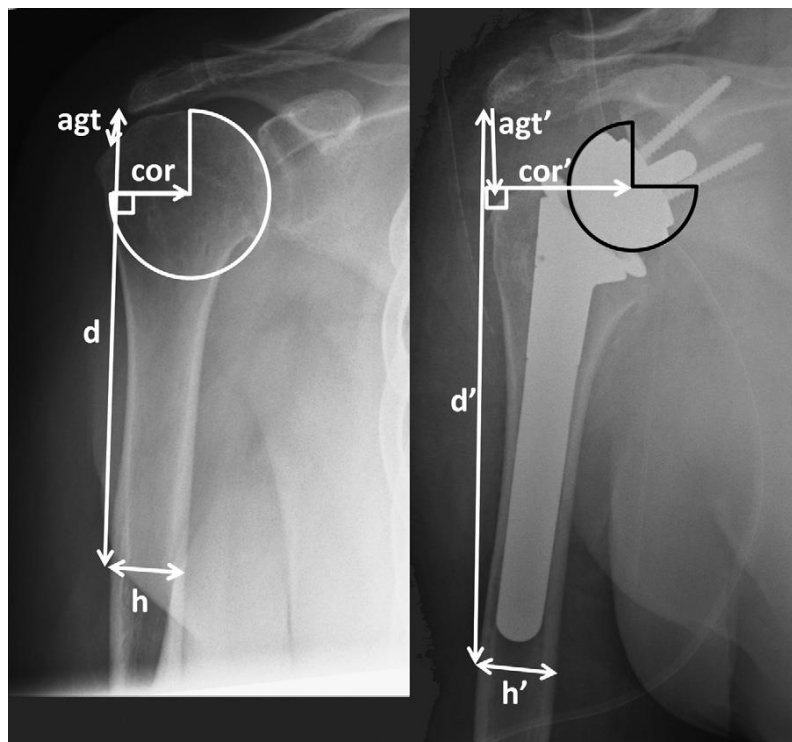


Imagen 14. Medición del alargamiento deltoideo (d): borde inferolateral del acromion a la tuberosidad deltoidea. Distancia entre acromion y troquiter (Agt): desde el borde inferolateral de la punta del acromion al punto superolateral más alto de la tuberosidad mayor. (Cor: center of rotation o centro de rotación). Imagen izquierda: preoperatoria, imagen derecha: postoperatorio. Imagen de Jobin et al. (65)

Boileau utilizó un calibre para medir la distancia entre el acromion y el olecranon (codo flexionado 90°) directamente sobre el hombro y el codo del paciente (13).



Imagen 15. Imagen de Boileau et al (13) en la que se aprecia el alargamiento del brazo operado (derecho) respecto al no operado (izquierdo).

A continuación, se presenta una tabla con los datos obtenidos de la literatura sobre el alargamiento medio que se produce en el brazo tras colocar una prótesis invertida.

Estudio	Alargamiento Brazo	Acromio-Humeral	Acromio-Troquiter	Longitud Deltoides	Húmero
Boileau (13)	15±11(-5-40) ^b	-	-	-	-
Lädermann (60)	23±12(4-47) ^a 20±11(-2-48) ^b	23±9 (5-41) ^a	-	-	2±6 (-10-16) ^a
Läderman (61)	16±19 (-51-54) ^b	-	-	-	2±14 (-47-52) ^b
Greiner (64)	17±13 (-10,45) ^b	-	-	-	-
Werner (62)	31,8±25 ^a 19±19 ^b	-	-	-	-
Werner (63)	22±16,9 (-23-52) ^b	-	-	-	-
Lowe (68)	13,7±7,4 ^a				
Jobin (65)	-	-	23±9 ^a	21±10 ^a	-
Sabesan (66)	-	-	25,57±16,46 ^a	20,4±18,2 ^a	-
Schwartz(69)	-	-	18,9 (-21,8-49,2) ^a	20,6 (-31,6-77) ^a	-
Lopez(70)			17±8 ^a		

Tabla 2. Alargamiento radiográfico del brazo. Resumen de las medias de las distancias para valorar el alargamiento del brazo (mm). ^a Comparado con el mismo brazo antes de la cirugía. ^b Comparado con el brazo contralateral.

Es importante destacar que la distancia radiográfica acromio-humeral en hombros sanos presenta variaciones con pequeños cambios en la posición del brazo, según describe Fehringer (71). Werner encuentra una variabilidad intra e interobservador estadísticamente significativa para la medida de esta distancia tras colocar una prótesis invertida, por lo que no considera una medida fiable para determinar el alargamiento final del brazo (72).

2.2.7 Repercusión neurológica del alargamiento

Estudios en animales

Es difícil determinar la repercusión neurofisiológica que puede tener en las estructuras nerviosas el alargamiento de un miembro. Oey et al(73) describen el caso clínico de una paciente con fémur corto congénito sometida a un alargamiento de miembro inferior mediante la técnica de Ilizarov (74), la paciente es sometida a monitorización neurofisiológica, control de la fuerza muscular y del balance articular durante el postoperatorio. Encuentran aumento de la latencia en el electromiograma cuando se han producido 2,25cm de alargamiento en 36 días, así como disminución de la fuerza muscular. Los valores tanto neurofisiológicos como clínicos vuelven a los valores basales al final del alargamiento.

Si alargamientos progresivos y no traumáticos de 2cm conllevan alteraciones electromiográficas en el miembro afectado, cabría esperar que alargamientos súbitos de la misma magnitud pudieran provocar lesiones similares o de mayor envergadura, y podría justificar parte de las alteraciones neurológicas que se encuentran tras la colocación de una prótesis invertida.

Modelos animales han demostrado que estiramientos de entre 12-15% del nervio tibial de los conejos suponen la disminución de la amplitud de conducción nerviosa casi completamente, lesión que no se recupera tras retirar el estrés (75–77). Lundborg et al, en el nervio tibial de conejos, demostraron que estiramientos del 8% disminuían el flujo sanguíneo nervioso y el 12% sometía al nervio a isquemia (78). Clark et al observaron que con estiramientos del 15% se disminuía el flujo sanguíneo de manera

irreversible en el nervio ciático de las ratas(79), datos que también se comprobaron en el plexo braquial de las ratas por Kitamura et al que además documentaron la disfunción nerviosa del mismo(80).

Wall et al confirmaron la existencia de propiedades viscoelásticas de los nervios tibiales de los conejos. Ante un alargamiento mantenido la tensión del nervio va disminuyendo progresivamente, esto se justifica por las propiedades viscoelásticas de los nervios. La relajación conseguida está en relación al alargamiento sometido, si éste es muy grande el nervio no se relajará completamente (81).

Tanto los modelos animales, como el caso documentado por Oey et al, refuerzan la idea de que el alargamiento del brazo tras la implantación de una prótesis invertida podría predisponer a la lesión del plexo braquial y sus ramos terminales.

Estudios anatómicos

La relación existente entre el plexo braquial y la artroplastia invertida ha sido enfocada en estudios anatómicos desde dos puntos de vista: la perspectiva del alargamiento que se produce en las estructuras nerviosas, y, por otro lado, las tensiones a las que se someten estas estructuras.

La repercusión del alargamiento del brazo producido por la prótesis invertida en las estructuras nerviosas ha sido valorada por Marion et al (82) y Van Hoof(83) et al en dos modelos experimentales anatómicos que a continuación se describen.

Van Hoof et al (83) describen mediante un modelo de Tomografía Computarizada (TC) con reconstrucción 3D el descenso y alargamiento o estiramiento de las estructuras del plexo braquial tras la implantación de una prótesis invertida en un cadáver. Las raíces medial y lateral del mediano son las estructuras que mayor alargamiento sufren (19,26 y 15,28% respectivamente); seguidas por el nervio radial (6,25%), nervio ulnar (3,37%) y el nervio mediano (2,94%). Sin embargo, no se demostró estiramiento alguno en el nervio axilar a nivel de la zona del abordaje, sino relajación tras poner la prótesis. Aunque este estudio demuestra el alargamiento de algunas estructuras nerviosas y el desplazamiento que sufren tras poner una prótesis invertida, solo se analiza un único espécimen cadavérico, por lo que los valores no pueden ser interpretados como datos absolutos, pero sí que sirven para demostrar una tendencia al estiramiento nervioso a nivel del abordaje quirúrgico como también expone Marion et al(82).

Marion et al(82) se centra en el estudio de las variaciones que se producen tanto de alargamiento como de descenso en el nervio axilar al modificar la posición del húmero proximal respecto a la glena, simulando así las variaciones anatómicas que se producen

con la implantación de una prótesis invertida. Utiliza la coracoides y dos puntos de referencia en el nervio axilar como se muestra en la siguiente imagen. Concluye que los cambios en el nervio axilar se producen principalmente por el descenso del húmero (estiramiento del nervio axilar de entre 9% y 34%) siendo en la mitad inferior de la glena el punto en el que más alargamiento sufre el nervio axilar (34%). Encontrando menor estiramiento del nervio con los diferentes grados de lateralización medidos (entre el 7 y el 10%).

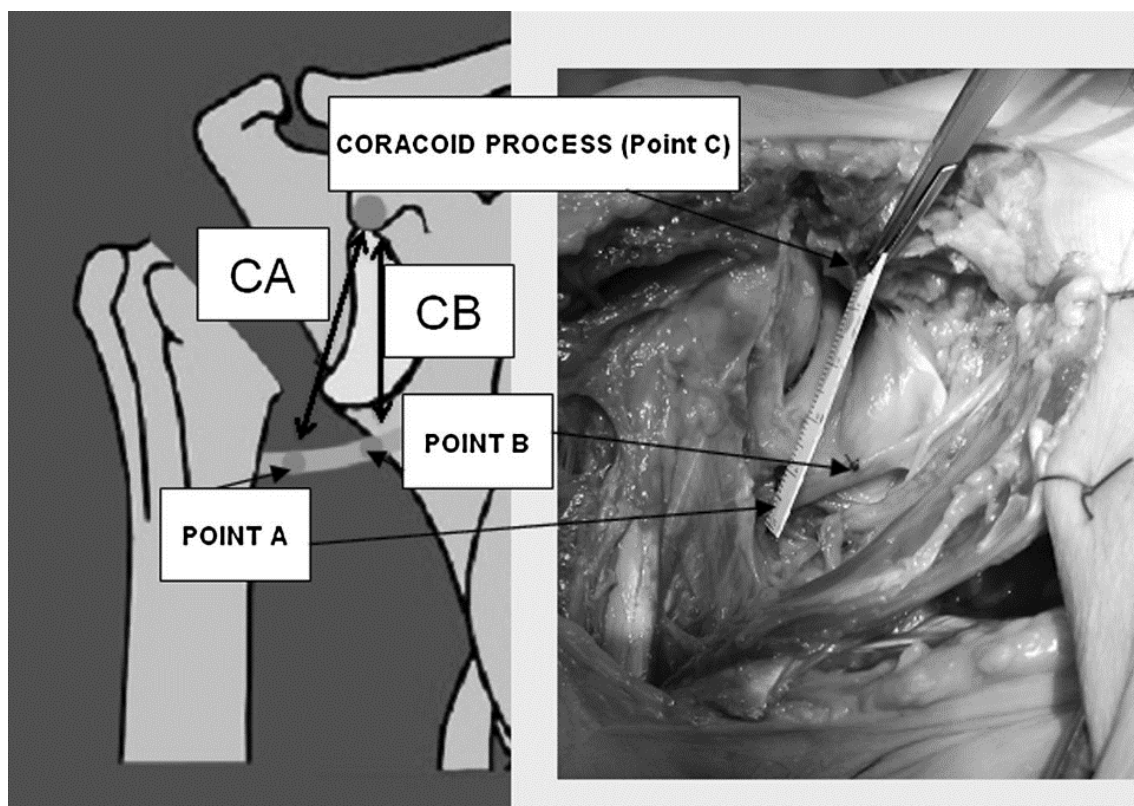


Imagen 16. Marcadores usados por Marion et al. A: línea vertical desde la coracoides.

B:2cm distal del punto A. C: coracoides. (82)

Estudios anatómicos centrados en la relación del nervio axilar y la prótesis invertida son menos frecuentes. Läderman et al (84) valoran la distancia entre el nervio axilar y la

prótesis: la glenosfera ($>15\text{mm}$) y la metáfisis humeral ($5\pm 2,1\text{mm}$), se encontró contacto entre el nervio y la metáfisis protésica en el 33%. Resulta importante el hallazgo de la proximidad del nervio axilar en la metáfisis humeral, que puede resultar dañado durante el fresado del canal, sobre todo en casos en los que la osteotomía humeral sea muy inferior, como por ejemplo en casos de revisiones protésicas o fracturas complejas.

Complementario al anterior, Leschinger (85) mide las relaciones entre el nervio axilar, el supraescapular y la glena humeral mediante imágenes de TC. La distancia media entre el nervio axilar y el borde inferior de la glena es de $13,6\text{mm}$ ($5,8\text{-}27\text{mm}$), y en relación con la metáfisis humeral se encuentra a $8,1\text{mm}$ ($0,6\text{-}21,3\text{mm}$).

Estudios anatómicos de hace más de dos décadas llevados a cabo por Kleinsrensink et al, ya valoraron el efecto que tiene las posiciones extremas del brazo en alguno de los componentes del plexo braquial. Kleinsrensink analizó el aumento de tensión que se produce en el nervio mediano dependiendo de las posturas del brazo, y encontró que ésta aumentaba al aumentar la abducción de hombro acompañada de extensión de codo (el aumento de tensión se encontró en los transductores de tensión situados en el nervio tanto en la axila, en el codo y en la muñeca)(86). Estos resultados aparecieron de forma similar tanto en cadáveres embalsamados, como no embalsamados (87). Posteriormente analizó el plexo braquial desde los cordones (posterior, medial y lateral), hasta los nervios terminales (radial, mediano y ulnar) y encontró que el aumento de tensión al forzar determinadas posturas también se transmitía al plexo braquial, no solo a los nervios a lo largo del brazo (88). Estudios posteriores de Coppieters coinciden con

estos resultados la encontrar aumento de tensión en el nervio mediano según se abduce el hombro (89).

Lenoir et al(90) valoran específicamente el aumento de tensión que se produce en los nervios del plexo braquial durante la colocación de una prótesis invertida en cadáveres no embalsamados. Empleando un tensiómetro para determinar las tensiones de los ramos terminales del plexo en cada uno de los pasos de la colocación de una prótesis invertida. La extensión de hombro junto con rotación externa de 60º condiciona un aumento de tensión para todos los nervios estudiados; la rotación interna afecta más al axilar y radial y la rotación externa a los nervios mediano, musculocutáneo y ulnar. En general el radial, axilar y musculocutáneo son los que mayor aumento de tensión sufren durante todo el proceso, esto se puede explicar por su recorrido anatómico que hace que tengan puntos más fijos que el ulnar y mediano y por lo tanto estén más predispuestos a sufrir más tensiones: nervio radial (a su paso por el espacio húmero-tricipital), nervio axilar (a su paso por el borde inferior del subescapular y espacio cuadrilátero de Velpeau), nervio musculocutáneo (en su entrada en el músculo coracobraquial). El aumento de grosor del polietileno aumenta la tensión solo en el nervio axilar, esto se podría explicar con los datos de Lädermann(84) sobre la estrecha relación del nervio axilar con la metáfisis humeral donde éste se encuentra más fijo, ya que el aumento del polietileno supone principalmente un descenso del húmero existe mayor riesgo de lesionar específicamente este nervio.

Un segundo estudio anatómico sobre las tensiones en el plexo braquial durante la cirugía protésica de hombro es llevado a cabo por Kam et al (91), pero éste se centra en los cordones lateral, medial y posterior. Coloca transductores de tensión en los cordones

del plexo braquial en 6 brazos de cadáveres no embalsamados y determina la tensión y estiramiento al que se someten al realizar una hemiartroplastia de hombro y reconvertirla posteriormente a una prótesis invertida. Se aprecia que el plexo braquial se encuentra sometido a grandes tensiones durante: la preparación del componente humeral, la exposición de la glena y durante la reducción protésica. Estas tensiones se ven reducidas y disminuyen el riesgo de estiramiento si el brazo intervenido se encuentra apoyado o sujeto por el codo. Además, valoran las tensiones en varias posiciones sin tener en cuenta la cirugía: abducción mayor de 70° sometería al cordón medial a un estiramiento superior al 10%, en la postura combinada de extensión mayor de 50° y rotación externa mayor de 60° supondría un aumento de tensión para todos los cordones.

Los estudios de Lenoir y Kam (90,91) resultan muy ilustrativos de cómo afecta al plexo braquial la cirugía protésica de hombro, ya que en conjunto valoran la tensión a la que se somete el plexo braquial y sus ramos terminales durante la cirugía de la artroplastia invertida de hombro. La máxima tensión se alcanza con la exposición de la glena y la preparación del componente humeral, así como tras la reducción de la prótesis. Estos hallazgos se correlacionan con los datos obtenidos de la neurofisiología intraoperatoria que encontraba la exposición de la glena, la preparación del canal humeral y la reducción protésica, los momentos en los que más alertas neurofisiológicas se producen como se expondrá a continuación. (52,92)

Estudios neurofisiológicos

La repercusión clínica de los hallazgos encontrados en los modelos experimentales anatómicos, ya sea valorando el alargamiento o la tensión a la que se someten las estructuras del plexo braquial durante la cirugía de prótesis invertida (82,83,90,91), se correlaciona con los estudios intraoperatorios llevados a cabo por Nagda, Parisien y Lowe (52,68,92).

Los estudios con monitorización neurofisiológica intraoperatoria del plexo braquial durante la implantación de una prótesis de hombro utilizan: electromiografía (EMG) y potenciales evocados motores transcraneales (MEPs), definiendo una alteración como la disminución de la amplitud de señal mayor del 50%. Se encontraron alertas intraoperatorias en más del 56,7% de los casos (52,68), la mayoría de las alteraciones se encuentran durante la exposición de la glena (hasta el 50%) y la preparación del canal humeral (33%) (52). Estos hallazgos se reproducen en casos de prótesis invertida y anatómica, Parisien et al (92) encuentran más alertas en el caso de las invertidas, sin embargo Lowe et al no las encuentran (68). De todas las alertas intraoperatorias, entre el 4-8% de los casos se mantuvieron en el postoperatorio, pero la mayoría de los casos se resolvieron espontáneamente en los 6 primeros meses. (52,68,92)

El porcentaje de alertas neurofisiológicas que se mantienen en el postoperatorio de una artroplastia anatómica varía entre el 4,3% y el 7,1% (51,54,93) y entre el 12,3 y el 47,36% para las prótesis invertidas (54,70,93). La mayoría de estas alertas neurofisiológicas no presentan repercusión clínica, y aquellas que la presentan evolucionan favorablemente y remiten en los primeros meses postoperatorios.

Una de las justificaciones que podemos encontrar al hecho de que las prótesis invertidas tengan un porcentaje de alteraciones mayor al de las anatómicas es el alargamiento del brazo, ya que tanto la colocación del paciente, el abordaje quirúrgico y la colocación de los separadores intraoperatorios, son similares para los dos diseños de prótesis. Lädermann et al encuentran alargamientos del brazo de $2,7\pm 1,8$ cm en prótesis invertidas y un 47,3% de alteraciones postoperatorias frente al 4,3% en las anatómicas que no presentan tanto alargamiento. (54) Lopiz et al encuentran 31,5% de alteraciones neurofisiológicas en el postoperatorio para los nervios axilar y supraescapular, el alargamiento del brazo en este grupo es mayor que en que no presentan alteraciones en el EMG (19 ± 3 mm vs 14 ± 4 mm respectivamente) (70)

Aunque el número de alertas intraoperatorias es muy elevado, el porcentaje de pacientes que presentan alteraciones clínicas durante el postoperatorio es mucho menor. Y no existe correlación clara entre las estructuras alteradas neurofisiológicamente durante la cirugía y las alteradas en el postoperatorio: nervio axilar vs nervio mediano, respectivamente. Véanse las dos siguientes figuras.

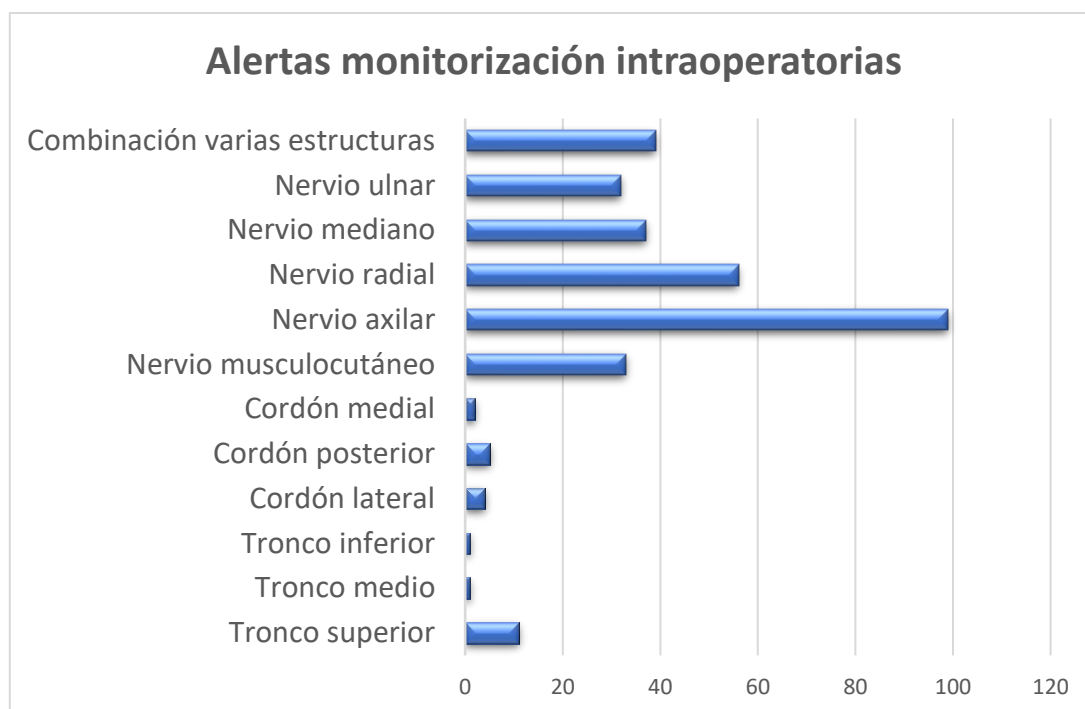


Figura 3. Resumen de las alertas intraoperatorias encontradas durante la monitorización neurofisiológica del plexo braquial durante la cirugía de hombro.

(52,92,94)

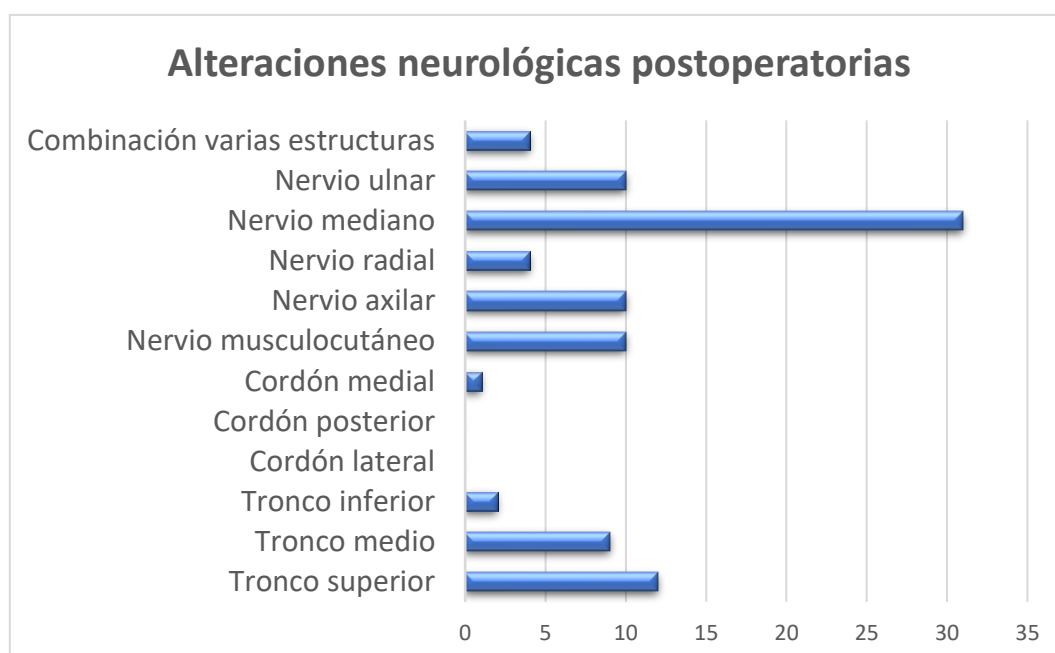


Figura 4. Alteraciones neurológicas documentadas en la literatura tras la cirugía protésica de hombro (51,53,68,93,95).

Aunque no existe un patrón claro de distribución nerviosa de las alertas neurofisiológicas intraoperatorias, los estudios coinciden en el momento en que más alarmas se producen: durante la exposición de la glena, durante la preparación del canal humeral y durante la reducción protésica (52,92). Sin embargo, no se puede establecer correlación entre la clínica neurológica postoperatoria y las alarmas que se producen intraoperatoriamente. La lesión nerviosa tras la cirugía protésica de hombro tiene una etiología multifactorial: alargamiento del brazo y estiramiento de las estructuras nerviosas, daño directo durante la cirugía, estiramiento o contusión al colocar los separadores, estiramiento en posiciones forzadas del brazo, hematoma postquirúrgico, etc. (52,53,68,90)

2.2.8 Prótesis invertida y nervio supraescapular

Las complicaciones neurológicas que implican el nervio supraescapular al colocar una prótesis invertida deben ser valoradas al margen del resto del plexo braquial. Esto es debido a que la causa de lesión de este nervio al colocar este modelo protésico es su estrecha relación con los tornillos que fijan la metaglena protésica a la escápula. Wang et al describieron el caso de un paciente con neuropatía del nervio supraescapular por lesión directa del tornillo superior de la metaglena protésica (96).

El nervio supraescapular tiene su origen en el tronco superior del plexo braquial, con contribución de las raíces C5-C6 y en ocasiones de C4. En su recorrido se sitúa posterior a la clavícula y llega hasta el borde superior de la escápula atravesándolo a través de la escotadura de la escápula (debajo del ligamento transversal superior de la escápula) llegando a la fosa supraespinosa, donde da un ramo motor para el músculo supraespinoso y ramas sensitivas para las articulaciones glenohumeral y acromioclavicular, la bolsa subacromial y piel. El nervio escapular desciende en íntima relación con la escápula y pasa a la fosa infraespinosa a través del espacio espinoglenoideo bajo el ligamento transversal inferior de la escápula o ligamento espinoglenoideo. Una vez en la fosa infraespinosa inerva el músculo infraespinoso mediante dos o tres ramas (97).

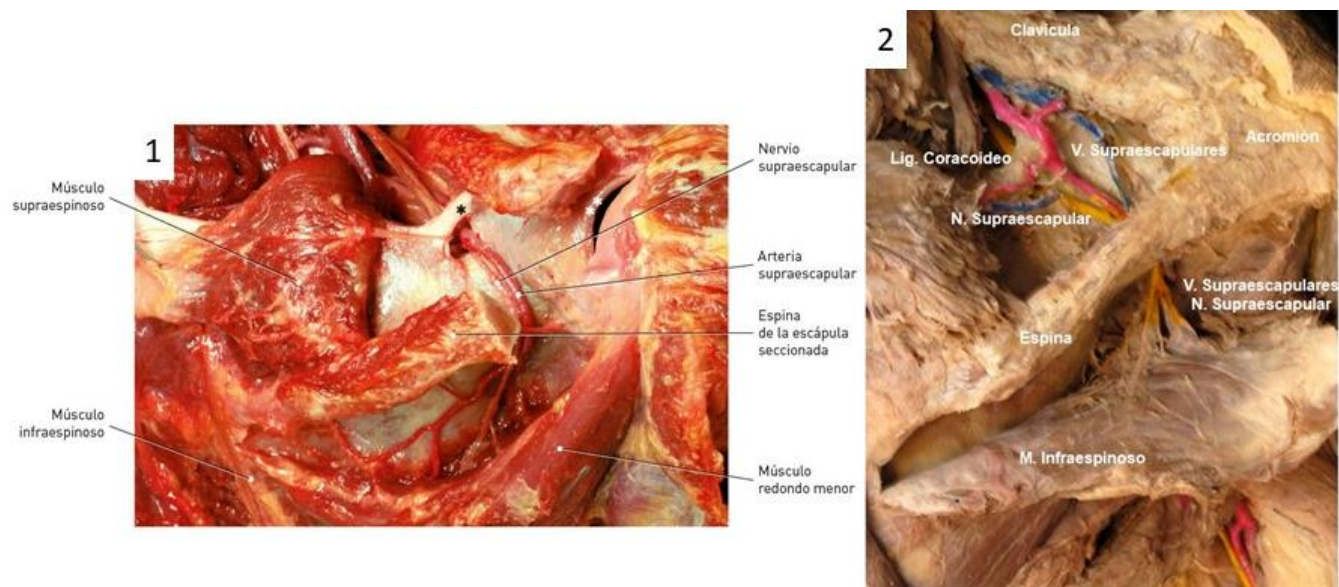


Imagen 17. Recorrido en la región posterior de la escápula del nervio supraescapular. 1.

*Imagen de Llusá et al.(97) * Ligamento transverso superior de la escápula.*

***Articulación glenohumeral. 2. Imagen de J.R. Sañudo.*

Se han descrito lesiones por tracción, sobre todo a su paso por la escotadura escapular o en el espacio espinoglenoideo (puntos donde se encuentra más fijo el nervio y por lo tanto más susceptible a lesiones por tracción); por traumatismos repetidos (lanzadores por encima de la cabeza), lesiones por compresión (secundarias a tumores de partes blandas, quistes, gangliones articulares secundarios a lesiones labrales, secuelas de fracturas, variantes anatómicas, etc) y lesiones directas (artroscopia, herida penetrante, abordaje abierto posterior de escápula, etc)(98). En el caso de las prótesis invertidas, Wang publicó un caso de neuropatía del supraescapular secundaria a la protrusión en la fosa supraespinosa del tornillo superior que fija la metaglena (96).

Debido al recorrido que presenta el nervio supraescapular en la región posterior de la escápula (tanto en la fosa supra como infraespinosa) y su proximidad a la cavidad glenoidea, se encuentra en peligro de lesión en numerosas intervenciones (reparación

del labrum, síntesis de fracturas de escápula, implantación de artroplastia de hombro, entre otras). Es por ello por lo que varios autores han llevado a cabo estudios anatómicos para establecer una zona de seguridad en la cual sería menos probable lesionar el nervio.

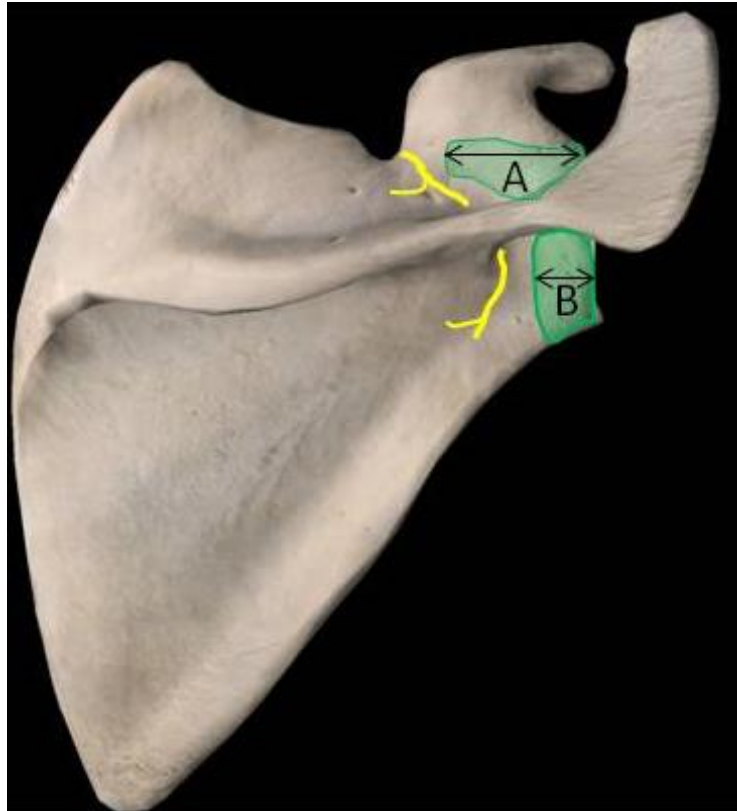


Imagen 18. Visión posterior de la escápula, esquema del recorrido del nervio supraescapular. A. Zona de seguridad a la altura del tubérculo glenoideo superior y la escotadura escapular. B. Zona de seguridad a nivel de la espina de la escápula desde el borde posterior de la glena o espacio espinoglenoideo.

Estudio	Distancia A	Distancia B
Bigliani et al(99)	3cm	1,8cm
Shishido et al(100)	2,9cm	2,8cm
Gumina et al(101)	3,1cm	1,7cm
Leschinger et al(85)	2,84cm	1,66cm
Yang et al(102)	3cm	1,7cm

Tabla 3. Resumen de las diferentes medidas de la zona de seguridad del nervio supraescapular.

Varios autores describen las relaciones anatómicas entre los tornillos que fijan la metaglena protésica a la escápula y el nervio supraescapular, y describen la longitud segura de tornillo a utilizar en las diferentes zonas de la metaglena según el modelo protésico.

Tornillo	Delta Xtend® (Molony 2011)(103)	Encore® (Hart 2013)(104)	Aequalis® (DiStefano 2011)(105)	Aequalis® (Humphrey 2008)(106)	
				Ángulo fijo	Ángulo variable
Superior	36,6mm (32-42)	29mm	35mm (27-43)	33mm (22-37)	36mm (29-40)
Inferior	36mm (30-40)	28mm	34mm (32-36)	43mm	47mm (45-54)
Anterior	29,4mm (26-30)	13mm	29mm (21-37)	28mm (17-50)	28mm (17-50)
Posterior	26,2mm (18-32)	15mm	19mm (10-28)	33mm (16-42)	33mm (16-42)

Tabla 4. Resumen de las longitudes seguras de los tornillos de la metaglena protésica para varios modelos de prótesis invertidas.

2.2.9 Modelos de estudios biomecánicos de la prótesis invertida de hombro

Se ha encontrado una amplia variedad de resultados con el uso de las prótesis invertidas de hombro. Esto puede ser debido a múltiples factores: diseño protésico, la geometría del implante, la técnica quirúrgica, la patología de base, entre otras muchas causas (107). Para la evolución y el desarrollo de toda prótesis es fundamental la labor de los estudios de bioingeniería. La bioingeniería se basa en disciplinas de la ingeniería (mecánica, óptica, tribología, etc.) aplicadas en el estudio del cuerpo humano, en la patología del organismo, el desarrollo de prótesis, entre otras muchas.

Los estudios biomecánicos aplicados al desarrollo de prótesis se basan en el desarrollo de modelos que reproduzcan las características del hombro y de las prótesis, para conocer los efectos que se producen en la interacción de ambos componentes, la distribución de fuerzas, la cinemática, etc. Podemos encontrar dos tipos de modelos principales en el estudio biomecánico(107):

- *Modelo físico*: emplean réplicas del hombro o estudios en cadáver para analizar el funcionamiento biomecánico, las acciones musculares, los movimientos articulares, etc. Suelen ser utilizados como complemento para los estudios numéricos.
- *Modelos virtuales (teóricos y numéricos)*: se basan en métodos matemáticos para conocer el comportamiento cinemático, cinético y dinámico de las articulaciones. Suelen estar validados previamente en modelos físicos. Un ejemplo son los modelos de elementos finitos.

Modelo virtual

El Modelo de Elementos Finitos permite estudiar de forma virtual el aparato musculoesquelético sin necesidad de experimentación o intervención directa en el cuerpo humano, usando modelos individualizados. El FEM (por sus siglas en inglés Finite Element Model) fue desarrollado como herramienta en ingeniería para conocer el comportamiento de los componentes y estructuras mecánicas complejas sujetas a estados arbitrarios de carga. Consiste en dividir la estructura de estudio en pequeñas partes (elementos) cuyo comportamiento se describe de forma simplificada, los elementos son reconectados a través de puntos clave (nodos) a través de ecuaciones algebraicas. Para poder desarrollar un modelo de elementos finitos (FEM) se necesita(108):

- Definir la geometría del problema (morfología ósea), para ello se utilizan imágenes médicas como Tomografía Computarizada (TC), que permite individualizar los estudios. Estas imágenes se emplean para definir la posición de los nodos (matriz de coordenadas) y la conexión de estos (matriz de conectividad).
- Definir las propiedades mecánicas (constantes elásticas, densidad de las estructuras) y fuerzas aplicadas mediante algoritmos numéricos.

Existen varios modelos virtuales que reproducen el hombro y las prótesis invertidas (107): modelo de Tampa, modelo de Newcastle, SUNY Upstate Medical University of New York, The Hospital for Special Surgery (HSS) entre otros muchos. Cada uno de ellos modeliza el hombro en base de imágenes obtenidas mediante tomografía

computarizada (TC) de estudios anatómicos o de huesos sintéticos, algunos reproducen solo la escápula y el húmero (Tampa) y otros el hombro con el miembro superior completo (Newcastle). Son útiles para ensayar el arco de movilidad y valorar el notching que se produce con diferentes modelos protésicos y diferentes tamaños de prótesis, para valorar los cambios en el rango articular en función de la posición (versión) de los componentes, entre otros muchos estudios.

Uno de los principales factores limitantes de los modelos anteriores es que el TC reproduce fielmente las características del hueso, pero no las de los tejidos blandos, las inserciones musculares, etc. Muchos modelos resultan ser simplificaciones del complejo articular del hombro y solo representan la articulación glenohumeral obviando en ocasiones la esternoclavicular, la acromioclavicular entre otras.

Modelo físico

Estudios en cadáver

Los primeros estudios biomecánicos de las prótesis invertidas se llevaron a cabo en modelos de cadáver. El primero en desarrollarse fue el modelo de hombro de la Universidad de New York, pero le han sucedido el de la Universidad de Melbourne, Universidad de Utah, Universidad de California Los Ángeles (UCLA), entre otros. En general reproducen la articulación del hombro con la escápula y el húmero, a los que les implantan diferentes modelos protésicos, y en ocasiones también reproducen las fuerzas musculares (U. Melbourne). Se han descrito múltiples estudios con estos modelos, por ejemplo: someten al modelo a movimientos cíclicos y simulaciones de carga, para valorar los movimientos que se producen entre el implante y el hueso, las concentraciones de tensiones en la interfaz del hueso-prótesis, el cambio en el momento de fuerzas musculares que se produce al colocar una prótesis invertida, etc. Estos modelos físicos en cadáver permiten estudiar las diferencias mecánicas que aparecen en función de la versión y del tamaño de los implantes, el modelo empleado, etc. (107)

Réplicas de hueso

Se han desarrollado modelos de estudio del hombro basados en huesos sintéticos (sawbone) en los que también reproducen las tensiones musculares con diferentes tensores sintéticos. Un ejemplo de ellos es el modelo de Tampa, utilizado para valorar el rango de movilidad del hombro, los cambios en el centro de rotación de diferentes modelos protésicos, entre otros. (107)

Cuando se emplea un modelo físico, independientemente del tipo empleado, se pueden aplicar diferentes técnicas de estudio en función del objeto a analizar, se puede valorar desde el rango de movilidad y desplazamientos de los centros de rotación, hasta el empleo de técnicas más complejas como son la extensometría eléctrica y la fotoelasticidad, entre otras.

Extensometría eléctrica

La extensometría eléctrica es una técnica de medida de deformaciones que como sensor utiliza la galga extensométrica. Tras someter el hueso a estudio a ciclos de aplicación de fuerzas y eliminación de estas, se recogen mediante galgas extensométricas la transmisión de estas fuerzas teniendo en cuenta la interacción entre prótesis y hueso. Este modelo experimental ha sido empleado para el estudio de prótesis de cadera (109,110), en algunos ensayos con prótesis anatómicas de hombro (111–113) y prótesis invertidas (114).

Fotoelasticidad

La fotoelasticidad, birrefringencia mecánica o birrefringencia de esfuerzo, fue descrita por David Brewster en 1816 al observar que sustancias transparentes normalmente isotrópicas (propiedad óptica de una sustancia que no depende de la dirección en que es examinada) se podían hacer ópticamente anisotrópicas (propiedad de propagación de la luz de un material que varía según la dirección en la que es examinada) por la aplicación de un esfuerzo mecánico. Brewster observó que cuando una pieza de vidrio cargada es iluminada mediante luz polarizada, aparece un patrón de colores causado por las tensiones presentes en la pieza. El eje óptico efectivo está en dirección al esfuerzo y la birrefringencia inducida es proporcional al esfuerzo. (115)

La fotoelasticidad es un fenómeno de interferencia de ondas de luz polarizada, denominado birrefringencia artificial, que se da en materiales amorfos transparentes. Un material birrefringente es aquel que tiene la propiedad de descomponer un haz de luz en dos componentes ortogonales y transmitirlos a diferentes velocidades, este fenómeno se conoce como birrefringencia o doble refracción. La luz polarizada que atraviesa un objeto birrefringente deformado por ser sometido a estrés, sufre cambios en la reflexión y refracción en las ondas de luz que son proporcionales a la magnitud y la dirección de la carga aplicada. (115,116)

Para el análisis de la fotoelasticidad se emplean polariscopios. El polariscopio es un instrumento formado por diversos elementos ópticos que modifican la luz con el objetivo de poder valorar las propiedades fotoelásticas de un objeto.

La luz está compuesta por haces de luz orientados aleatoriamente. Un rayo de luz polarizada está compuesto por haces transversales ordenados.

Polariscopio plano

Sistema que utiliza dos lentes planas polarizadas: el polarizador y el analizador, colocadas de manera que el eje de polarización sea perpendicular. Según pasa la luz por el polarizador, el haz de luz se organiza, el componente paralelo al eje de polarización atraviesa la placa y el componente del haz perpendicular a este es absorbido, obteniendo luz polarizada plana. (117,118)

Cuando un objeto sometido a estrés colocado en un polariscopio la luz se propaga a su través a velocidad proporcional a su deformación en direcciones ortogonales. Las líneas negras corresponden aquellas franjas en las que las direcciones de la luz son paralelas al

polarizador y analizador son llamadas isóclinas. (Para cada ángulo de orientación entre el polarizador y el analizador existirá una familia de líneas isóclinas diferentes).(117,118)

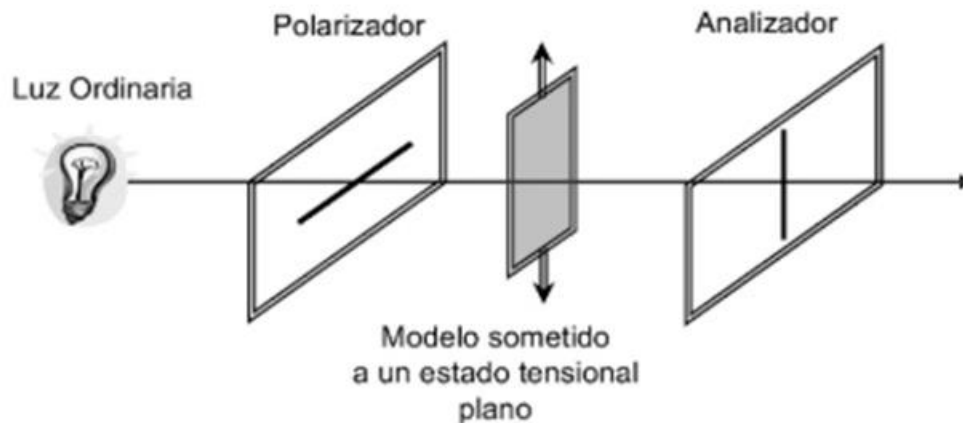


Figura 5. Esquema de polariscopio plano. (118)

Polariscopio circular

Se añaden al polariscopio plano dos placas de cuarto de onda que permiten obtener polarización circular de la luz. Para eliminar líneas isóclinas y evitar posibles confusiones con las isocromáticas se utiliza el polariscopio circular. Este añade al polariscopio plano dos láminas de cuarto de onda, una entre el polarizador y el objeto, y otra entre el objeto y el analizador. La primera se sitúa con los ejes de polarización formando 45° respecto a la dirección de polarización del polarizador, y la segunda con los ejes girados 90° respecto la primera. De esta manera se aprecia únicamente el espectro de isocromas.(118)

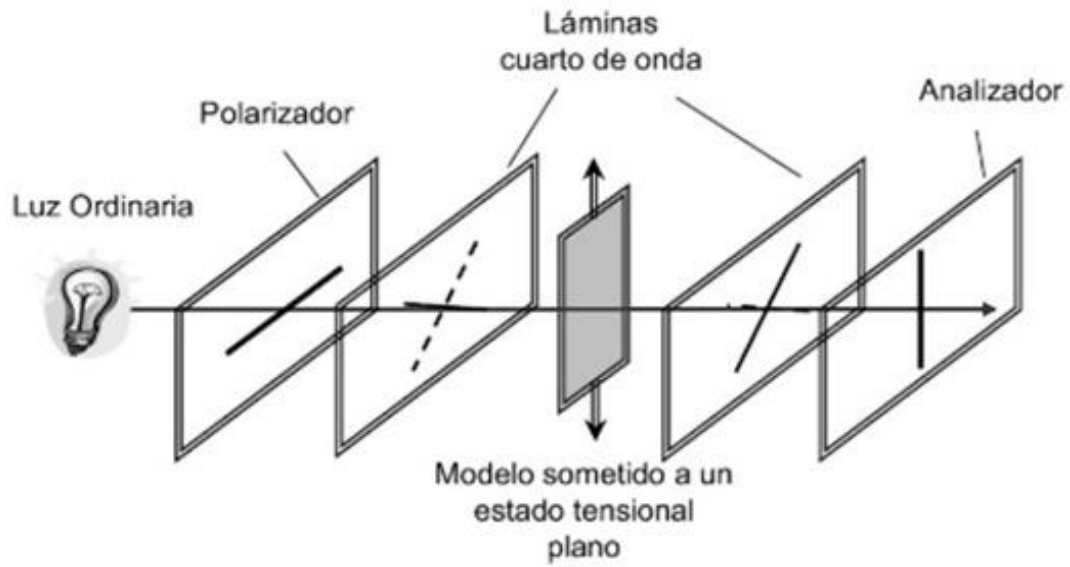


Figura 6. Esquema de polariscopio circular. (118)

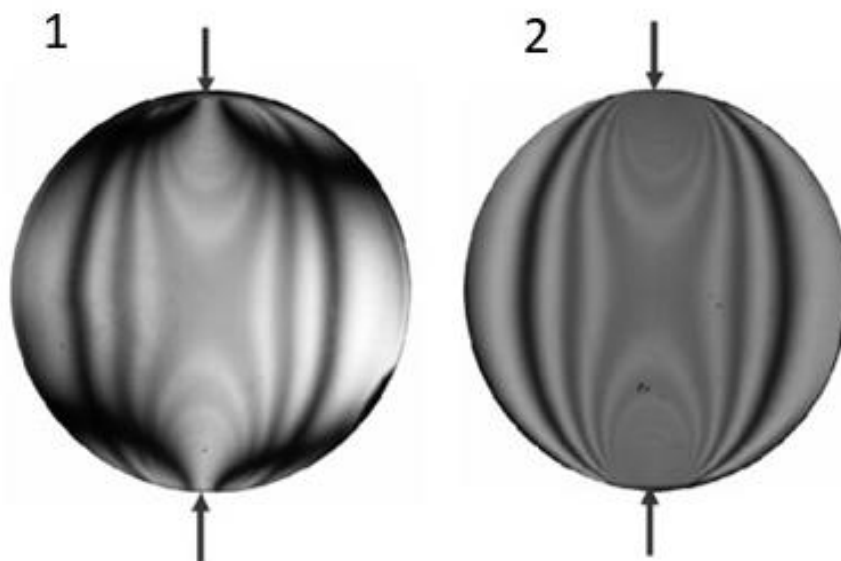


Imagen 19. Ejemplo de eliminación de franjas isóclinas mediante polariscopio circular.

1. Franjas isocromas e isóclinas. 2. Franjas isocromas. Resistencia de materiales.

Determinación de tensiones y deformaciones. Imagen de Esther Rincón Rincón et al.

(118)

Cuando el objeto de estudio fotoelástico es sometido a esfuerzos y la luz polarizada lo atraviesa, se aprecia un patrón de colores donde cada franja de color determina los puntos sobre el material que tienen la misma diferencia de tensiones principales, estas franjas se denominan franjas isocromáticas. Cada franja isocromática tiene un factor de franja que indica su sensibilidad óptica: a menor valor del factor de franja mayor sensibilidad, por lo que menor carga será necesaria para conseguir un mismo espectro fotoelástico.(115)

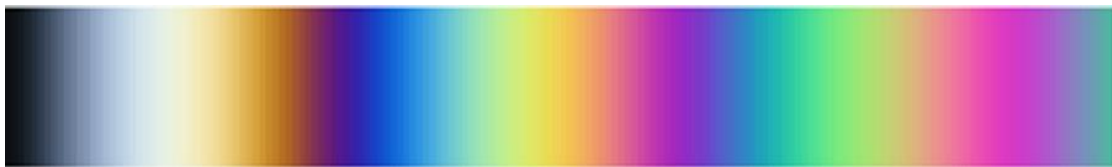


Imagen 20. Espectro de franjas isocromáticas. (119)

Para el estudio de las tensiones internas de estructuras tridimensionales se puede emplear la variante de la fotoelasticidad conocida como congelación de tensiones. Esta técnica permite analizar las deformaciones que se producen en el objeto después de someterlas a cargas tras haber retirado las mismas.

Congelación de tensiones

La congelación de tensiones se puede llevar a cabo gracias a las propiedades de los materiales empleados: polímeros difásicos, éstos están compuestos por una red de enlaces primarios largos, seguidos por enlaces secundarios más cortos. A temperatura ambiente ambos enlaces moleculares resisten la carga aplicada, pero si superamos la temperatura de transición vítrea hasta la del estado de alta elasticidad, los enlaces secundarios se romperán y el modelo se deformará elásticamente soportando la carga

por los enlaces primarios, al enfriarse el modelo manteniendo la carga, se formarán los enlaces secundarios entorno a los primarios en su posición deformada.(116,120) Para comprender mejor ese fenómeno podemos utilizar el siguiente ejemplo: si imaginamos una esponja llena de agua a la que aplicamos una carga externa y disminuimos la temperatura hasta que se forma hielo, las deformaciones producidas tras aplicar la carga en la esponja se mantendrán después de retirar la carga externa. (116)

La fotoelasticidad es una técnica de optometría que permite una visualización directa de las tensiones a las que se somete un objeto y un análisis cualitativo de los mismos. Es una técnica de fácil interpretación que resulta accesible a personal no especializado. Aunque actualmente los estudios de elementos finitos son más utilizados para estudio biomecánico de la artroplastia, la fotoelasticidad sigue teniendo cabida como método de estudio complementario a estos, siendo una técnica reproducible, fácil de interpretar y correlacionar con otros métodos experimentales.

Existen dos tipos de técnicas de fotoelasticidad fundamentalmente:

- Recubrimiento: el hueso a estudio se recubre de material fotoelástico, se somete a tensiones y se analiza bajo polariscopio, pero solo permite analizar las tensiones que se generan en la superficie del hueso.
- Réplica de hueso en material de resina fotoelástica: si se emplean réplicas y se usa la técnica de congelación de tensiones, los objetos pueden ser seccionados y analizar las franjas isocromáticas que se producen en el interior de estos.

Las ventajas principales de la fotoelasticidad son que permiten realizar un análisis cualitativo de la distribución de las tensiones en el hueso muy fácil de interpretar,

sencilla y es reproducible. Permite además conocer no solo las tensiones de la superficie, sino que con la técnica de congelación de tensiones se pueden analizar el interior de los objetos de estudio y su distribución de tensiones internas.

Sin embargo, la construcción de réplicas de hueso en resina no reproduce todas las características del hueso ya que no diferencia entre el hueso cortical y esponjoso, no reproduce sus capas y su diferente densidad.

REVISIÓN DE ESTUDIOS FOTOELASTICIDAD

Se han desarrollado muchos modelos de estudio biomecánico de las prótesis invertidas, pero ninguno reproduce fielmente todas las características que se dan in vivo. Los modelos computacionales de elementos finitos y los estudios en cadáveres son los más usados, ensayos con réplicas de hueso sintético son menos utilizadas. Cada una de estas técnicas presenta unas limitaciones, pero todas ofrecen información complementaria que ayuda al entendimiento del funcionamiento y al desarrollo de mejoras en el diseño de las prótesis invertidas. (107)

La fotoelasticidad es un método empleado como complemento a los estudios de elementos finitos en el caso de las prótesis anatómicas de hombro. La mayoría de los estudios encontrados en la literatura sobre este aspecto se centran en el componente glenoideo y no sobre el humeral (117,121–125). La literatura sobre fotoelasticidad y prótesis de hombro se centra en la distribución de las tensiones entre el componente glenoideo y la escápula, compara mediante distintos modelos de prótesis anatómica (metálicas, de polietileno, con quilla, con tetón central, cementadas o no) cómo se distribuyen las fuerzas en el interfaz prótesis – glena, sometiendo los modelos a

diferentes cargas en varias posiciones. Hasta la fecha, no se han encontrado artículos que revisen mediante fotoelasticidad el efecto que tiene el vástago protésico en el húmero, ni la distribución de las tensiones en la glena tras la implantación de la prótesis invertida.

III.I JUSTIFICACIÓN DEL

ESTUDIO

III.I JUSTIFICACIÓN DEL PRESENTE ESTUDIO

El uso de la prótesis invertida ha incrementado en los últimos años. Su primera indicación fue la artropatía del manguito rotador, pero progresivamente, ante los buenos resultados clínicos, las indicaciones se fueron ampliando. En los últimos años, su uso ha aumentado exponencialmente, alcanzando incrementos de utilización de entre un 115 y un 160% según los registros (26,28).

Aunque los resultados clínicos y funcionales son esperanzadores, la tasa de complicaciones y alteraciones radiográficas no es desdeñable. Muchas de éstas tienen explicación directa con la técnica quirúrgica; pero otras, como la mayor incidencia de lesiones nerviosas que las prótesis anatómicas, todavía no están esclarecidas en la literatura.

La tasa de complicaciones neurovasculares en este tipo de prótesis es baja (5%), pero se encuentran alteraciones neurofisiológicas en un porcentaje mayor que en caso de las prótesis anatómicas de hombro. Estos dos tipos de prótesis comparten muchos pasos de la técnica quirúrgica, salvo por el diseño de los modelos que es significativamente diferente. Una de las características de las prótesis invertidas es que descienden y medializan el centro de rotación del hombro y secundariamente a esto, se produce un alargamiento del brazo que podría justificar el incremento de lesiones neurológicas.

Son pocos los estudios anatómicos que se han centrado en valorar la relación entre el plexo braquial, las prótesis invertidas y el efecto que tiene el alargamiento del brazo en las estructuras neurológicas. Es por ello por lo que decidí desarrollar el presente estudio,

para complementar con los previamente existentes e intentar comprender un poco mejor el efecto que el alargamiento del brazo puede tener en el plexo braquial.

Por otro lado, conocer y comprender el funcionamiento biomecánico de las artroplastias invertidas es fundamental para poder prevenir futuras complicaciones y conocer el porqué de las que se producen. Es por ello, por lo que, junto con la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid, se llevó a cabo el diseño de un nuevo modelo de estudio del hombro basado en técnicas de fotoelasticidad.

El modelo físico del hombro pretende conocer los efectos en la transmisión de tensiones y fuerzas que se producen en el hombro tras la colocación de una prótesis invertida.

De esta manera, esta tesis está encaminada a extraer una visión global tras la implantación de una prótesis invertida desde el punto de vista anatómico y fotoelástico, que permita servir como base para comprender los problemas actuales y pueda ser empleada para el desarrollo de futuros estudios.

III.II HIPÓTESIS

III.II HIPÓTESIS DE TRABAJO

Como se ha comentado en el apartado anterior, se ha orientado el trabajo desde dos enfoques: un estudio anatómico y un estudio de fotoelasticidad. Las hipótesis y los objetivos de los estudios se presentan diferenciados para cada una de las dos perspectivas.

3.2.1 Hipótesis estudio anatómico

La hipótesis principal del estudio anatómico es:

El alargamiento conocido que se produce en el brazo tras la colocación de una prótesis invertida de hombro supone también un alargamiento de las estructuras vasculonerviosas del mismo.

3.2.2 Objetivos del estudio anatómico

1. Documentar el efecto de la prótesis invertida en la posición final del brazo, es decir, medir el alargamiento que se produce y su desplazamiento medio-lateral. Para ello se emplean referencias óseas utilizadas en estudios clínico-radiográficos.
2. Medir la variación de los elementos nerviosos del plexo braquial (nervio axilar, radial, ulnar, mediano y musculocutáneo) tras la implantación de una prótesis invertida. Teniendo en cuenta su cambio de posición respecto a elementos fijos

(referencias óseas) y si se producen cambios dentro de cada nervio (alargamiento).

3. Medir los cambios que se producen tanto en la arteria axilar como en las arterias circunflejas humeral posterior y anterior respecto a estructuras óseas y documentar si se produce alargamiento de estas.
4. Documentar la relación de los tornillos de la metaglena de la prótesis invertida respecto al nervio supraescapular.
5. Determinar si existen diferencias para los parámetros anteriores si se usan dos modelos de prótesis diferentes pero basadas en el diseño de Grammont, es decir, con principios biomecánicos similares.

3.2.3 Hipótesis del estudio de fotoelasticidad

La hipótesis principal del estudio de fotoelasticidad es:

La transmisión de las tensiones en un modelo de fotoelasticidad del hombro en una posición de equilibrio conocida es diferente si se le implanta una prótesis invertida.

3.2.4 Objetivos del estudio de fotoelasticidad

1. Validar un nuevo modelo físico del hombro para el estudio biomecánico de las prótesis invertidas del hombro basado en la técnica de fotoelasticidad de congelación de tensiones, que permita valorar las diferencias entre la distribución de tensiones en el modelo del hombro sin prótesis y con prótesis.
2. Determinar los puntos de concentración de tensiones en el hueso tras implantar una prótesis invertida mediante ensayos de fotoelasticidad.
3. Determinar las diferencias en la distribución de tensiones en el modelo con dos tipos de prótesis de hombro invertida según el tipo de prótesis y el tamaño del inserto de polietileno.

IV. MATERIAL Y MÉTODOS

IV.I MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO ANATÓMICO

4.1.1 Material

El estudio se ha llevado a cabo en hombros de cadáveres humanos procedentes del Centro de Donación de Cuerpos y Salas de Disección de la Universidad Complutense de Madrid.

Se emplearon 13 bustos de cadáveres embalsamados (5 mujeres y 8 hombres). De los 26 hombros, se utilizaron 23 hombros para el estudio. Los tres hombros excluidos fueron aquéllos que presentaban alguna lesión previa o intervención sobre dicho hombro. De los 23 hombros, en tres de los casos se produjeron fracturas a la hora de la colocación de la prótesis, por lo que no se pudieron recoger todos los datos. El rango etario de la muestra estaba comprendido entre los 57 y 85 años.

Para el marcaje de los puntos de referencia de los elementos vasculares y nerviosos estudiados se han empleado Hemoclips®. Como instrumentos de medida se han empleado: un calibre digital, un goniómetro y una cinta métrica (mm).

Se han utilizado dos modelos de prótesis invertida de hombro: Delta Xtend® (DePuy-Synthes) y SMR® (Lima). Se ha utilizado el modelo Delta Xtend en 11 casos y SMR en 9 casos. Para la implantación protésica se ha utilizado el material específico de cada implante.

Ambos modelos de prótesis presentan un sistema de fijación de la metaglena a la escápula mediante un tetón central y tornillos, sin embargo, Delta Xtend utiliza cuatro tornillos y el modelo SMR dos. Se utilizó en todos los casos la glenosfera de menor tamaño (38mm para Delta Xtend y 36mm para SMR). El inserto de polietileno empleado

es de 3mm para el modelo Delta Xtend y 0mm (estándar) para el modelo SMR. La longitud de los tornillos fue elegida tras la medición de los orificios brocados. El tamaño del vástago humeral fue elegido en función del diámetro del canal medular del húmero de cada espécimen.



Imagen 21. Prótesis invertidas empleadas. 1. Modelo de prótesis invertida Delta Xtend Xtend® (DePuy Synthes). 2. Modelo SMR® (Lima)

4.1.2 Método

4.1.2.1 Abordaje deltopectoral y señalización de las estructuras

Para llevar a cabo la disección se ha partido de un abordaje deltopectoral ampliado. Se ha realizado una disección por planos de ambos hombros de cada cadáver, identificándose las ramas terminales del plexo braquial desde su origen en el mismo: nervio axilar, nervio radial, nervio musculocutáneo, nervio mediano y nervio ulnar, así como las estructuras vasculares arteria axilar y arterias circunflejas humerales.

Una vez identificadas las estructuras se han marcado mediante una grapa tipo Hemoclip® en el punto de origen de cada estructura, en el caso de la arteria axilar justo tras su rama toracoacromial (segunda porción de la arteria axilar). Posteriormente se han marcado mediante otro Hemoclip® a 10mm distales al punto de origen en todas las estructuras, para localizar este punto se utiliza el calibre digital. En todos los casos, en el momento de la medición, el busto se encuentra decúbito supino con el brazo en abducción de 50º; salvo algunas distancias que se miden también con el brazo a 0º de abducción.



Imagen 22. Todas las medidas se toman en decúbito supino con 50º de abducción del brazo.



Imagen 23. En esta imagen se aprecia el plexo braquial disecado. Se encuentran señalados el origen del nervio mediano (Om) y el segundo punto de referencia dentro del nervio mediano (Bm) a 10mm del origen. C indica la coracoides.

En el caso del nervio axilar se realizan dos marcas adicionales tal y como lo describe Marion et al(82) en su artículo: el punto en el nervio axilar que cortaría con una línea imaginaria en la vertical de la coracoides (Aa), y el punto Ba que está 10mm distal a Aa. (Ver la siguiente imagen).

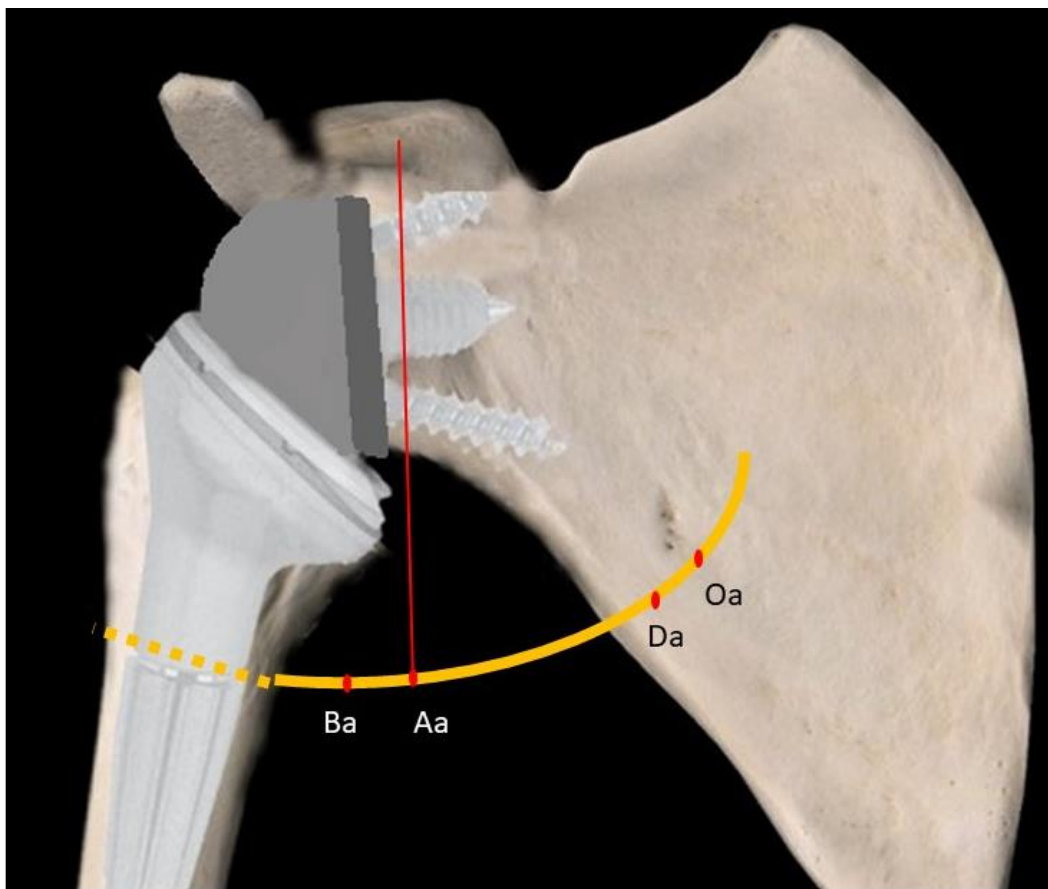


Imagen 24. Esquema que representa los cuatro parámetros marcados en el nervio axilar: Oa (origen del nervio), Da (10mm distales a Oa), Aa (punto que coincide con la vertical desde la coracoides), Ba (10mm distales a Aa).

La nomenclatura empleada para cada una de las medidas de cada estructura se recoge en la siguiente tabla. Toda medida de distancia se acompaña de un 1 para referirse a los

valores pre-implantación y del número 2 para referirse a los valores tras la implantación de la prótesis. Cada hombro es considerado su propio control, es decir, no se emplea el brazo contralateral del mismo busto para valorar el alargamiento que se produce en el mismo.

Estructura	Origen	10mm distales al Origen	Vertical desde la coracoides	10mm distal a Aa
Nervio axilar (a)	Oa	Da	Aa	Ba
Nervio radial (r)	Or	Br	-	-
Nervio musculocutáneo (mc)	Omc	Bmc	-	-
Nervio mediano (m)	Om	Bm	-	-
Nervio ulnar (u)	Ou	Bu	-	-
Arteria axilar (x)	Ox	Bx	-	-
Arteria circunfleja (c)	Oc	Bc	-	-
Acromioclavicular (AC)	-	-	-	-
Coracoides (C)	-	-	-	-

Tabla 5. Nomenclatura de las medidas de las estructuras estudiadas.

Utilizamos la coracoides como punto de referencia principal para medir las distancias con las estructuras vasculares y nerviosas del plexo braquial. Para que este punto de referencia sea constante se realiza una marca en el borde superior de la coracoides, centrada en el plano coronal a 5mm del borde anterior y para localizar dicho punto se utiliza el calibre electrónico.



Imagen 25. Medición del punto de referencia de la coracoides.

Tras la señalización de todas las estructuras se miden las distancias de todos los puntos respecto a la coracoides utilizando un calibre electrónico para ello, tomando todas las medidas en milímetros con 2 decimales. La diferencia de esta distancia, entre el antes y después de implantar la prótesis, indica el desplazamiento que sufre cada estructura respecto a un punto fijo que es la coracoides.

También se mide la distancia entre dos puntos dentro de la misma estructura, pre-implante es siempre una distancia conocida (10mm). La diferencia de los valores de esta distancia intra-estructura nos permite conocer el alargamiento que se produce dentro de cada estructura a este nivel.



Imagen 26. Ejemplo de medición pre-implante de la distancia entre el origen del nervio musculocutáneo (Omc) y la coracoides (C).

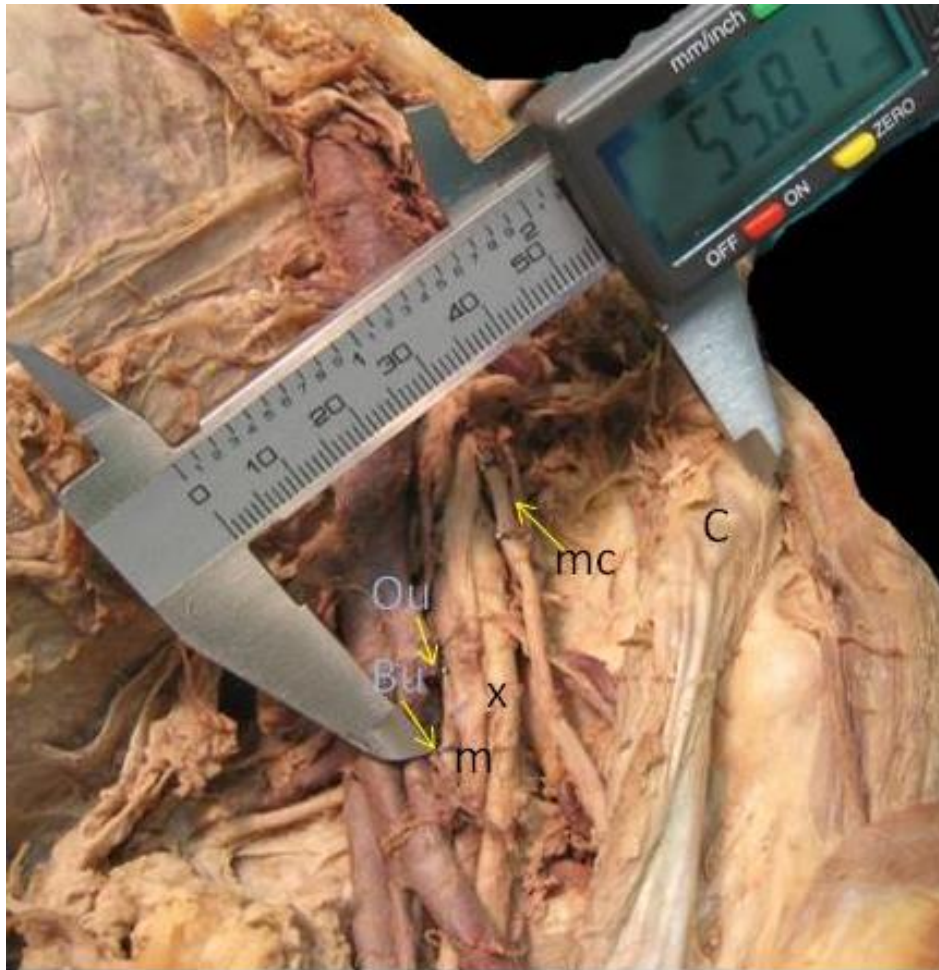


Imagen 27. Ejemplo de medición pre-implante de la distancia entre el origen del nervio ulnar (Ou) y la coracoides (C). Bu (10mm distales a Ou), x (arteria axilar), m (nervio mediano), mc (nervio musculocutáneo).

Además de las estructuras vasculares y nerviosas se miden las distancias entre varios elementos óseos, como son: la apófisis coracoides, la articulación acromioclavicular (AC), la superficie articular distal del húmero, el surco bicipital y la tuberosidad mayor del húmero o troquiter. Estas distancias son:

- Articulación acromioclavicular-superficie articular distal del húmero.
- Troquiter-articulación acromioclavicular.
- Troquiter-apófisis coracoides.

-Surco bicipital-apófisis coracoides.

La diferencia de la medida de las distancias, previamente señaladas entre el pre y post implante de la prótesis, serán utilizadas para medir el alargamiento del brazo y del espacio subacromial.

A diferencia de las estructuras vasculonerviosas en las que sus mediciones solo son tomadas con el brazo en 50º de abducción; las estructuras óseas son medidas con el brazo a 0º y a 50º de abducción.

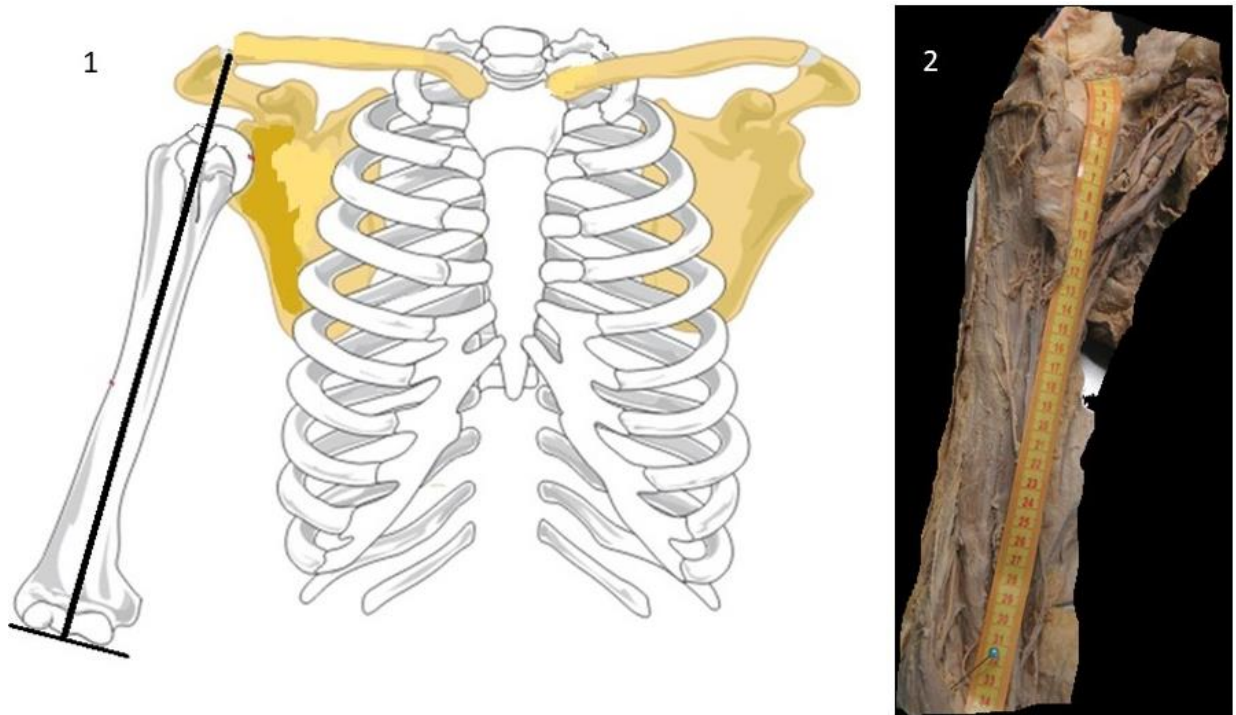


Imagen 28. Distancia de la superficie articular distal de húmero a la articulación acromioclavicular. 1. Esquema. 2. Imagen sobre cadáver.

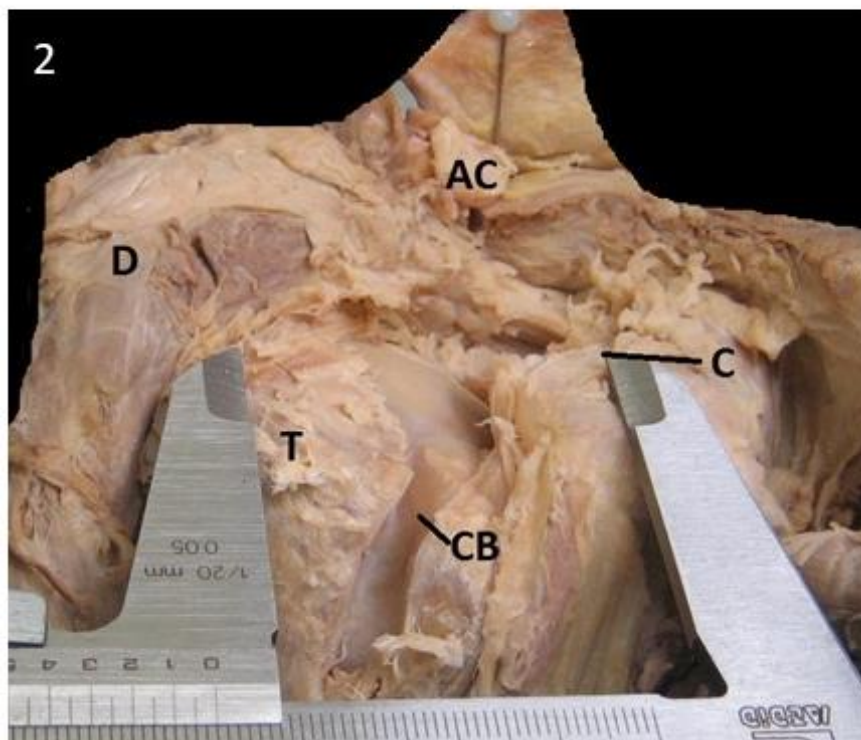
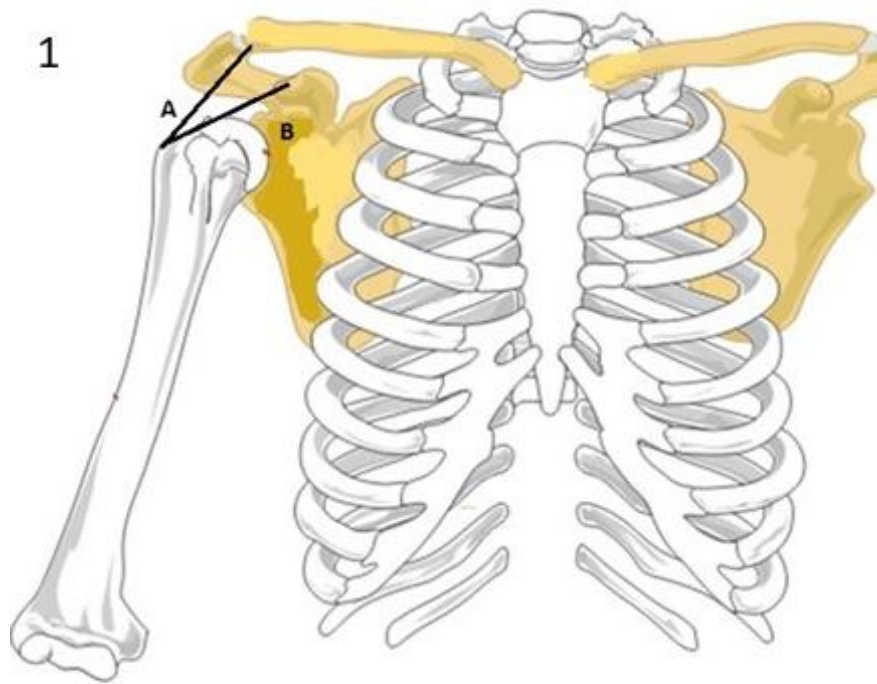


Imagen 29. Distancia del troquiter a la articulación acromioclavicular (A). Distancia del troquiter a la apófisis coracoides (B). 2. Ejemplo de medición de distancia Coracoides (C) a Troquiter (T), se aprecia también la articulación acromioclavicular (AC), el surco o corredera bicipital (CB) y el deltoides (D).

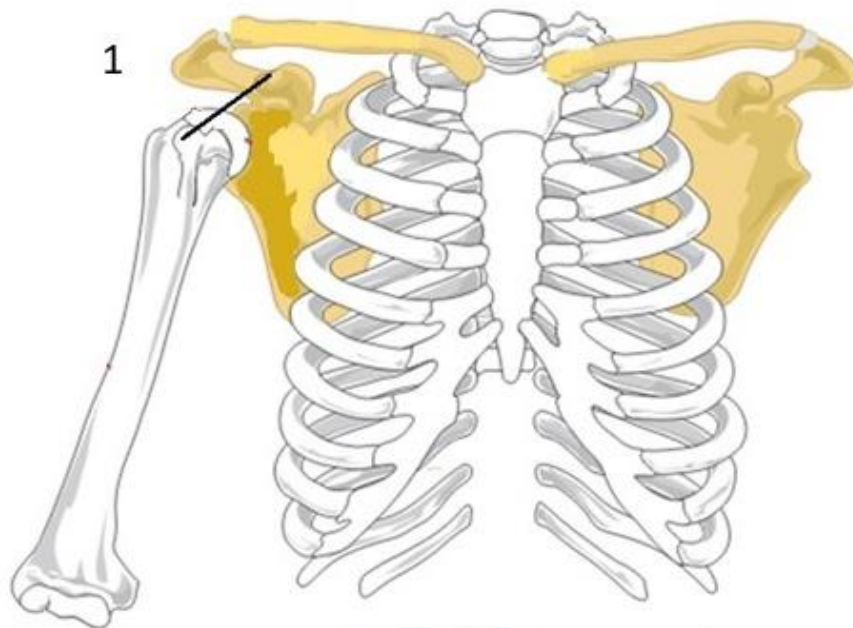


Imagen 30. 1. Distancia entre el surco bicipital y la apófisis coracoides. 2. Ejemplo de medición entre el surco bicipital y la coracoides.

4.1.2.2 Colocación de la prótesis invertida de hombro

A continuación, se describe el procedimiento para la implantación de los dos tipos de prótesis utilizadas en este estudio (SMR y Delta Xtend).

Se libera el deltoides de su inserción clavicular hasta llegar a la articulación acromioclavicular. Este paso es imprescindible para la correcta exposición de la articulación glenohumeral debido a la pérdida de las propiedades elásticas de los tejidos, no es posible retraer el deltoides (sin seccionarlo) como se haría en un caso in vivo.

A continuación, se secciona de su inserción el tendón del músculo subescapular retrayéndolo hasta situarlo bajo el tendón conjunto. Se realiza una tenotomía en la porción larga del bíceps braquial y ésta se secciona desde su origen en el reborde superior de la glena. El tendón del supraespinoso se extirpa desde su origen hasta el borde superior de la glena, ya que la base biomecánica de la prótesis invertida trata de suplir la función de este músculo cuando éste es insuficiente, por lo tanto, se extirpa a nivel de la articulación glenohumeral para permitir una correcta exposición de esta.



Imagen 31. Resultado final de la disección tras la desinserción de los músculos supraespinoso, subescapular y tenotomía de la porción larga del bíceps braquial.

Con las plantillas de corte se realiza una osteotomía a nivel de la cabeza humeral utilizando para ello una sierra oscilante.



Imagen 32. 1. Plantilla de corte humeral sobre guía endomedular. Modelo Delta Xtend .

2. Osteotomía humeral.

Posteriormente se labra el canal humeral utilizando las fresas de calibres progresivos en función del tamaño de cada espécimen.



Imagen 33. 1. Fresado del canal endomedular. 2. Guía endomedular para el fresado metafisario. 3. Fresado metafisario. 4. Imagen del canal humeral tras el fresado.

En la glena se retira el labrum en todo su recorrido, definiéndose de esta manera los bordes de la glena. Una vez expuesta, utilizando un separador entre el borde inferior de la glena y el húmero, se utiliza la guía para marcar el punto de brocado para el tetón de la metaglena. Una vez localizado el punto de inserción del tetón de la metaglena, se broca el orificio del tetón de la metaglena protésica (cada modelo utiliza brocas de calibres diferentes), tras lo cual se coloca la metaglena. A continuación, se procede al brocado de los orificios para la colocación de los tornillos que fijan la metaglena, se broca hasta apoyar en la segunda cortical procurando no perforarla, se mide la longitud brocada y finalmente se procede a la implantación de los tornillos (2 para el caso de SMR® y 4 para la prótesis Delta Xtend®). (Para ver los dos modelos ver Imagen 21).

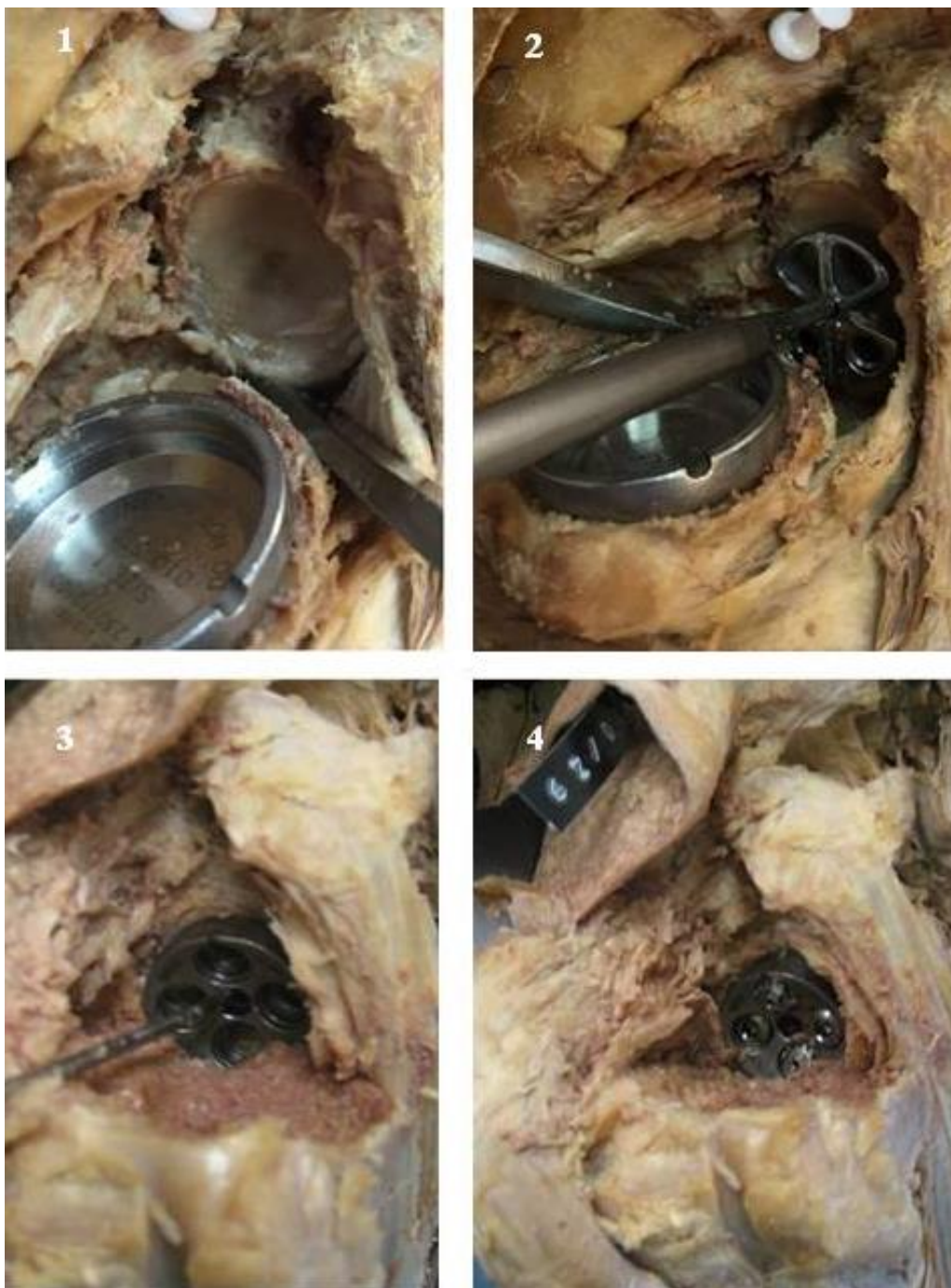


Imagen 34. 1. Exposición de la glena. 2. Localización de punto de brocado del orificio del tetón de la metaglena. 3. Implantación de la metaglena protésica. 4. Metaglena de la prótesis Delta Xtend con sus cuatro tornillos colocados.

Una vez fijada la metaglena, se coloca la glenosfera, a continuación, se introduce el vástago humeral del tamaño seleccionado y el polietileno, y se reduce la prótesis.



Imagen 35. 1. Hombro derecho con prótesis invertida Delta Xtend. 2. Hombro izquierdo con prótesis invertida SMR.

Tras la reducción de la prótesis se vuelven a tomar las mismas medidas previamente descritas usando el calibre digital.

Se realiza una disección de la región posterior de la escápula, tanto de los espacios supra como infraespinosos para localizar el nervio supraescapular en ambas localizaciones. En el caso de que los tornillos que fijan la metaglena hayan perforado la segunda cortical, se mide la distancia entre la punta del tornillo y el paquete vasculonervioso supraescapular, tanto en la fosa supraespinosa (tornillo superior), como en la fosa infraespinosa (tornillo posterior).



Imagen 36. Visión posterior de la escápula, se aprecia la glenosfera de la prótesis Delta Xtend implantada. Se puede apreciar la relación entre el paquete vasculonervioso supraescapular al pasar a la fosa infraespinosa y la punta del tornillo posterior de la metaglena protésica.

4.1.2.3 Recogida de datos

Las distancias se miden utilizando un calibre digital, registrándolas en milímetros (mm) con dos decimales.

Los datos serán recopilados utilizando una base de datos en formato Excel 2010.

4.1.3 Métodos Estadísticos

4.1.3.1 Cálculo de tamaño muestral

Para el cálculo de tamaño muestral se analizaron los datos del estudio piloto realizado en 4 cadáveres (6 hombros) según los recursos disponibles. En función de los resultados obtenidos al comparar los valores pre y post implante de alargamiento dentro de cada estructura, se estimó el tamaño muestral necesario de cada estructura para una comparación de medias relacionadas (para una potencia del 80% y un nivel de significación del 5%). La estructura que requirió mayor tamaño fue el alargamiento dentro del nervio axilar (media pre: 10 mm; media post: 11,58 mm, desviación conjunta: 1,50) se estimó una muestra necesaria de 10 unidades experimentales. El cálculo del tamaño se realizó con el programa ENE 2.0.

4.1.3.2 Análisis estadístico

Las variables cualitativas se presentan con su distribución de frecuencias. Las variables cuantitativas se resumen con su media y desviación estándar (DE).

4.1.3.3 Análisis de fiabilidad

Para el estudio de fiabilidad intra e interobservador se calcularon las diferencias de medias relacionadas y el coeficiente de correlación intraclass (CCI) para cada uno de los pares evaluados. La clasificación para interpretar los valores del CCI es la siguiente:

excelente ($>0,8$), bueno ($0,61-0,8$), moderado ($0,41-0,6$), bajo ($0,21-0,4$) y pobre ($<0,21$) (126).

4.1.3.4 Comparación pre - post y diferencia entre los grupos de estudio

Para la comparación del cambio que se produce en las estructuras anatómicas tras la implantación de la prótesis, se realizó mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados. Se calculó la variable de diferencia entre las medidas pre y post y se compararon en función del tipo de prótesis mediante el test no paramétrico de grupos independientes U de Mann-Whitney.

Para todas las pruebas se aceptó un valor de significación del 5%. El procesamiento y análisis de los datos se realizó mediante el paquete estadístico SPSS v.23.0.

IV.II MATERIAL Y MÉTODOS DEL ENSAYO DE FOTOELASTICIDAD

4.2.1 MATERIAL

4.2.1. Réplicas de las prótesis y de los huesos

Para el estudio fotoelástico se utilizaron réplicas de las prótesis realizadas en material de resina de poliuretano. Se eligió esta resina por su rápida velocidad de reacción que permite una rápida realización de las réplicas. Se ha empleado el modelo de poliuretano FEROPUR PR-55, que es termoestable, se trata de un sistema de dos componentes de poliuretano (base de resina incolora poliol PR-55 y endurecedor Isocianato E-55) que permiten moldear piezas con propiedades físicas y mecánicas adecuadas para los ensayos.

Los objetos del ensayo de fotoelasticidad son los huesos sintéticos realizados a partir de un molde de huesos reales. Se han obtenido réplicas de estos a partir de la técnica de moldeado en bloque.

El material empleado para la realización de huesos sintéticos es resina Epoxi por ser adecuada para los estudios fotoelásticos, según describen otros autores previamente (109). Se ha empleado la resina Epoxi EX401 y el agente curado endurecedor E-416. La resina epoxi es un polímero termoestable, líquido a temperatura ambiente que se endurece al reaccionar con agentes de curado.

Para poder relacionar las tensiones calculadas con las deformaciones producidas en este modelo fotoelástico, se ha estimado el valor del módulo de Young (E) del poliuretano empleado y de la resina Epoxi.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L'}$$

Módulo de Young (E) donde σ es la tensión ejercida en un área (Fuerza/Superficie) y ε es la deformación obtenida como cambio de longitud (ΔL) respecto a la longitud inicial (L').

Para el cálculo del módulo de Young se realizó un ensayo de flexión en cinco puntos a temperatura ambiente y a 60°C. El ensayo de flexión permite calcular el desplazamiento (sensor de desplazamiento) en un punto al aplicar una fuerza. Conociendo el módulo de Young de los materiales empleados se pueden comparar con el de los materiales reales empleados en clínica. Se ha llevado a cabo el ensayo de flexión en cinco puntos a dos temperaturas, ya que en el presente estudio los materiales se someten a temperaturas de 60°C para la congelación de las tensiones fotoelásticas y se analizan a temperatura ambiente.



Imagen 37. Ensayo de flexión en cinco puntos a temperatura ambiente (izquierda) y 60°C (derecha). El objeto se encuentra biapoyado sobre dos soportes y se aplica carga a la zona del objeto entre los mismos, donde también se encuentra el sensor de movimiento.

Temperatura (°C)	Poliuretano <i>E</i> (MPa)	Epoxi <i>E</i> (MPa)
Ambiente (30°C)	1.277,26	2.258,5
Superior a transición vítrea (60°C)	353,83	17,3

*Tabla 6. Módulo de Young (*E*) de los materiales.*

Materiales	<i>E</i> (MPa)
Tejido óseo cortical	13.800
Tejido óseo esponjoso	1.380
Titanio	96.000
Acero (Cromo-Cobalto-Molibdeno)	230.000

*Tabla 7. Módulo de Young (*E*) del hueso y materiales protésicos. (127)*

A la hora de ensayar modelos físicos en el laboratorio, debemos tener en cuenta que las características reales del tejido óseo resultan imposibles de reproducir con los materiales de laboratorio. El hueso es un material anisótropo cuyos componentes principales son el colágeno y el fosfato cálcico, junto con los diferentes grupos celulares. El hueso es un material dinámico, es capaz de autorrepararse, se modifica a lo largo de la vida (se vuelve más rígido y menos dúctil con el envejecimiento) y se modifica según las cargas a las que se somete según la ley de Wolff (por ejemplo: se debilita con la inmovilización prolongada). (128)

El hueso posee propiedades viscoelásticas, si se aplica una fuerza sufrirá una fase elástica (cuya deformación cederá si se retira la carga), si la fuerza aumenta sufrirá una deformidad plástica (el hueso se recupera parcialmente tras retirar la fuerza), y si la fuerza supera la resistencia del tejido se producirá una fractura completa de la estructura ósea. Según el tipo de tejido óseo responde de manera diferente a las cargas y presenta diferente módulo de Young: el hueso cortical soporta mejor las cargas de compresión y flexión y el esponjoso las de torsión y cizallamiento. (128)

Relación de rigidez

Una vez realizados los estudios de flexión en cinco puntos para determinar el módulo de Young de los materiales ensayados, se calcula la relación de rigidez que existe entre ellos, así como la relación que existe entre el hueso y los materiales protésicos.

Relación	Hueso Cortical	Hueso Esponjoso
$\frac{E_{\text{acero}}}{E_{\text{hueso}}}$	16,67	166,67
$\frac{E_{\text{titanio}}}{E_{\text{hueso}}}$	6,96	69,56

Tabla 8. Relación de rigidez entre el hueso y los materiales protésicos. (127)

Relación	Materiales de ensayo
$\frac{E_{\text{poliureterano}}}{E_{\text{epoxi}}}$	20,45

Tabla 9. Relación de rigidez entre los materiales empleados en el presente estudio a 60°C.

En el presente estudio nos centramos en la interacción que se produce entre la prótesis y el hueso cortical, encontramos que la relación de rigidez entre el hueso cortical y el componente protésico y la relación de rigidez de los materiales empleados, se encuentran dentro del mismo orden de magnitud.

Aunque la resina epoxi y el poliuretano no reproducen todas las características del hueso y de los materiales protésicos, estos materiales resultan ser adecuados para realizar modelos experimentales e inferir información que puede ser aplicada en clínica ya que la relación de rigideces encontrada es del mismo orden de magnitud.

4.2.2 Métodos

4.2.2.1 Fabricación de huesos sintéticos

Se ha llevado a cabo una réplica a partir de huesos reales (húmero y escápula) cedidos por el Centro de donación de cuerpos y salas de disección de la Universidad Complutense de Madrid. Las réplicas en resina epoxi se han realizado con la técnica del moldeo en bloque.

A partir de los huesos reales se fabricaron los moldes de silicona tipo Silastic 3481.



Imagen 38. 1. Fabricación del molde de silicona a partir de huesos reales. 2.

Reproducción de huesos sintéticos a partir de dicho molde.

Posteriormente los moldes de silicona eran rellenados por resina epoxi, material elegido para la realización de los estudios de fotoelasticidad, el tiempo de curado era de 48 horas para sacar la réplica del molde. En los moldes fueron incorporados bebederos y respiraderos necesarios para la realización de la colada que dejaban material sobrante sobre las réplicas, que posteriormente era eliminado y pulido mecánicamente empleando una herramienta multiusos tipo Dremel-100®.

4.2.2.2 Fabricación de las réplicas de las prótesis invertidas

Se construyen réplicas de los dos modelos de prótesis de hombro estudiados: SMR y Delta Xtend. Se emplea la técnica de moldeo a doble cara usando poliuretano para su fabricación. Una vez obtenida la réplica del molde se pulen los detalles con la máquina tipo Dremel®.



Imagen 39. Réplica de los componentes de la prótesis invertida modelo SMR (Lima).

4.2.2.3 Ensamblaje de la prótesis al hueso

Componente humeral

En las fases iniciales del ensayo, se comenzó intentando implantar los componentes protésicos en las réplicas de huesos de epoxi siguiendo la técnica quirúrgica habitual: simulando el fresado progresivo del canal medular humeral con brocas de calibres sucesivos. Se encontraron muchas dificultades técnicas a la hora de seguir este método, la principal complicación fueron las fracturas que aparecían durante la manipulación del fresado del canal por la fragilidad de la resina epoxi. Esta técnica resultó ser poco reproducible y precisa y requería largos procesos de elaboración.

Como la técnica de congelación de tensiones de fotoelasticidad requiere someter las muestras a temperaturas de 60°C, la interacción entre el material metálico protésico y la resina epoxi resulta ser más frágil y menos estable. Por esto, y por lo descrito previamente, se decide obtener réplicas de las prótesis en resina de poliuretano. Así, los materiales que se someterán a ensayo (epoxi, poliuretano) son polímeros termoestables, más resistentes a altas temperaturas.



Imagen 40. 1. Iniciación del fresado endomedular del húmero con una broca de pequeño calibre. 2. Fresado progresivo hasta llegar al diámetro protésico. 3. Fractura de la resina durante el brocado.

La forma de ensamblar el modelo protésico en el hueso se realizó introduciendo las réplicas de los vástagos humerales dentro del molde de silicona del húmero y moldeando las réplicas de los huesos con los vástagos protésicos incorporados. Se simulaba la osteotomía de la cabeza humeral en el molde rellenándolo con plastilina que se unía a la epífisis del vástago protésico, en el extremo distal de los vástagos se colocaba una guía que centraba el vástago en lo que sería el canal humeral y se recubría de desmoldeante. Posteriormente se vertía la resina epoxi en el molde de silicona, dejando un tiempo de curado de 48 horas. Las piezas eran extraídas del molde de silicona, se retiraba el exceso de material y se pulían las piezas con la herramienta multiusos tipo Dremel®.

El montaje de réplicas sintéticas de las prótesis en hueso sintético resultó ser un método más sencillo y rápido de realizar. Las piezas de poliuretano se acoplaban perfectamente

con las de epoxi, sin producirse alteraciones en el análisis de fotoelasticidad secundario a dicho montaje.



Imagen 41. Ejemplo de ensamblaje de prótesis. 1. Réplica del vástago Delta Xtend con guía de centrado en extremo distal y relleno de la epífisis con plastilina que se introducirá en el molde de silicona del húmero. 2. Resultado tras el moldeado en bloque: réplica del húmero en resina epoxi con la réplica de la prótesis insertada. 3. Réplica de hueso con prótesis tras retirada del exceso de material y el pulido.

Componente escapular

Se han obtenido réplicas de las metaglenas protésicas mediante el moldeamiento a doble clara en resina de poliuretano como se ha mostrado previamente, y réplicas de la escápula en epoxi según la técnica de moldeo en bloque. Posteriormente se procede a insertar la réplica protésica en la réplica de la escápula: se realiza el brocado de los orificios correspondientes al tetón central de la metaglena y los tornillos (dos para el modelo SMR y cuatro para el Delta Xtend).



Imagen 42. 1. Réplicas de las metaglenas, gelnosferas y polietilenos protésicos en poliuretano. 2. Réplica de la escápula en epoxi, señalización de los puntos a realizar el brocado de los orificios para los tornillos y el tetón central de la prótesis Delta Xtend . 3.

Ensamblaje protésico en escápula completado.

4.2.2.4 Montaje en posición de equilibrio

Se fija la escápula mediante dos tornillos a la cámara isoterma y se coloca el húmero en posición de equilibrio a 90° de abducción. Esta posición de equilibrio es simplificada, es decir, no se reproducen todas las fuerzas musculares que intervienen en el hombro. Este equilibrio se consigue con tres cargas: el deltoides y el supraespinoso (principales motores de la abducción del brazo) y el subescapular (empleado como estabilizador del montaje).

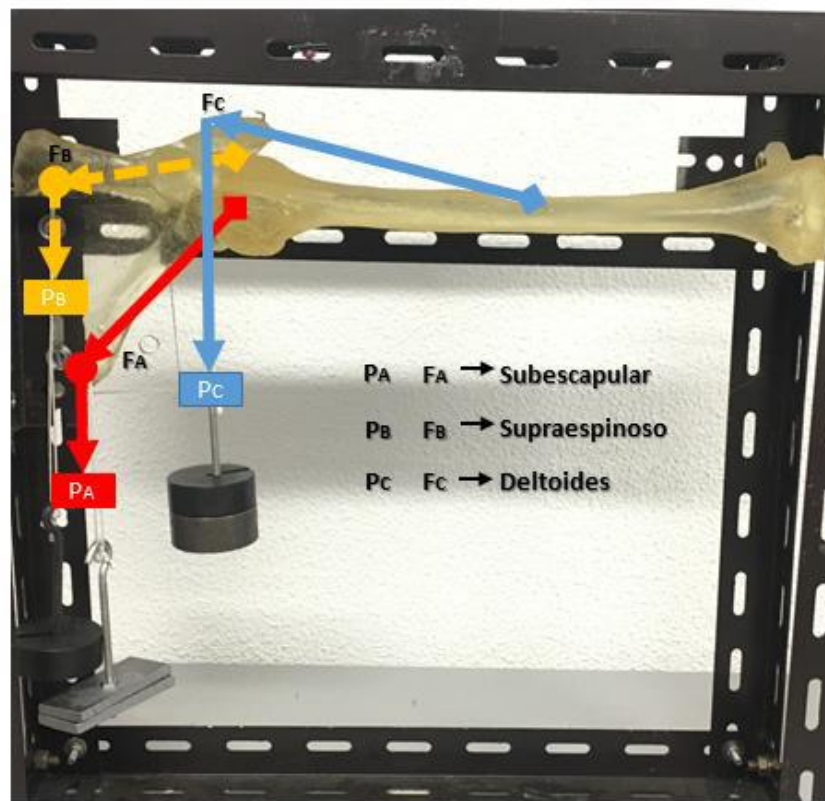


Imagen 43. Montaje en posición de equilibrio dentro de la cámara isoterma del hombro. P_A (Peso del músculo subescapular). F_A (Fuerza del músculo subescapular). P_B (Peso del músculo supraespinoso). F_B (Fuerza del músculo supraespinoso). P_C (Peso del músculo deltoides). F_C (Fuerza del músculo deltoides). Nótese que se han colocado anclajes en la escápula y el húmero para la aplicación de las fuerzas musculares.

Para calcular las cargas se realizan 11 experimentos en posición de equilibrio. El primer ensayo se efectúa con el 10% de la fuerza de cada músculo (datos obtenidos del estudio de cinemática de Almeida et al. (129)), se reevalúa a las 24 horas y se valora el desplazamiento angular que se ha producido, en los sucesivos ensayos se ajustan las cargas hasta conseguir que no se produzca ningún desplazamiento.

Músculo	Fuerza (N)	Peso (g)
Subescapular (A)	2,625±0,789	268±76,717
Supraespinoso (B)	3,283±0,262	335±25,525
Deltoides (C)	4,067±0,346	415±33,630

Tabla 10. Resultado de ensayo de cargas.

4.2.2.5 Congelación de tensiones

Para poder llevar a cabo el estudio de congelación de tensiones de fotoelasticidad el modelo del estudio se ha de colocar en una cámara isoterma. Se ha construido dicha cámara empleando materiales resistentes a altas temperaturas: regletas metálicas y placas de metacrilato transparentes que permiten controlar lo que ocurre en el interior de la cámara.

La congelación de tensiones se puede llevar a cabo gracias a las características de los polímeros termoestables empleados: a temperatura ambiente las cargas son soportadas por los enlaces primarios y secundarios de la resina epoxi, a temperaturas altas (superiores a la transición vítrea 60°C) los enlaces secundarios se rompen, el material pierde parte de su rigidez y las cargas son asumidas solo por los enlaces primarios. Al disminuir la temperatura manteniendo la misma carga, las deformaciones que se han producido en los enlaces primarios se mantienen y quedan fijados en la resina epoxi, y se pueden apreciar las deformaciones producidas mediante el espectro de isocromáticas si colocamos el modelo bajo un polariscopio circular.

Se introduce un termómetro en la cámara para el control de la temperatura. La fuente de calor constante empleada era un secador de pelo que se aplica a través de un orificio en una de las placas de metacrilato.

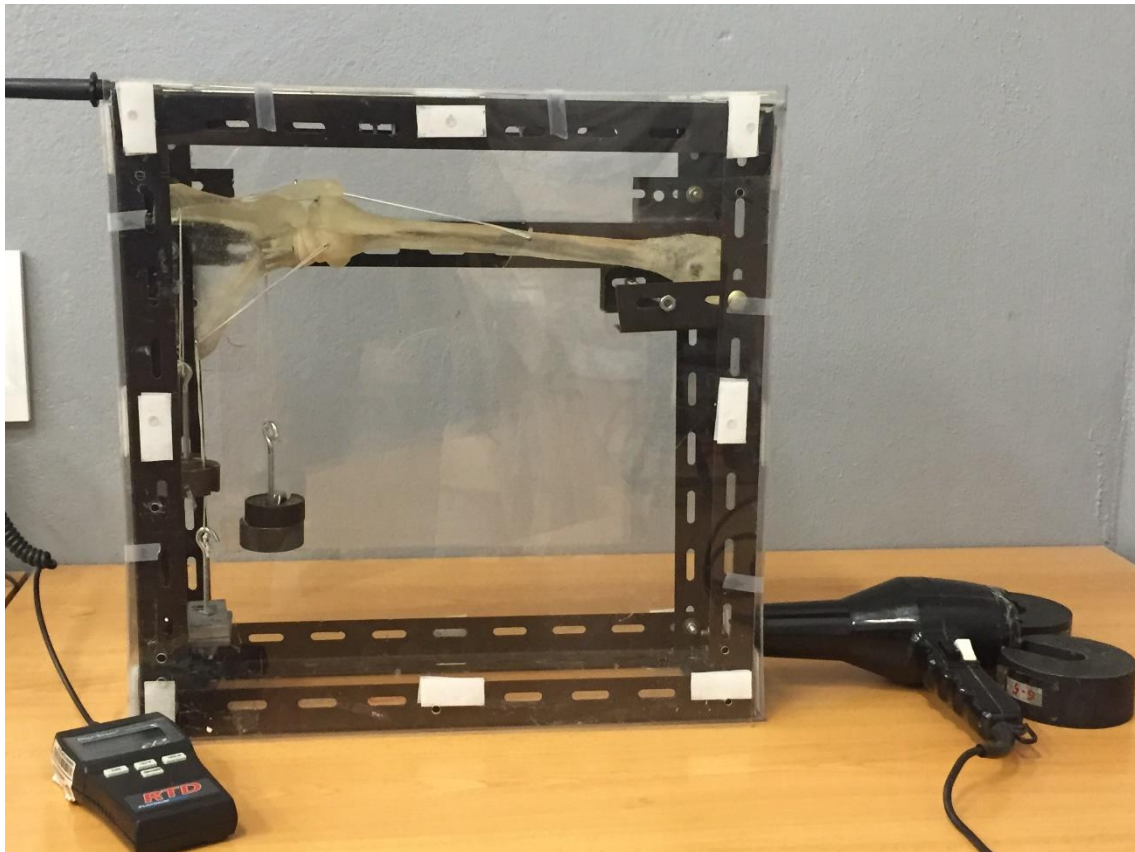


Imagen 44. Cámara isotérmica hecha con regletas metálicas y paneles de metacrilato.

Fuente de calor: secador de pelo. A la izquierda el termómetro introducido en la cámara.

4.2.2.6 Análisis de los resultados

Una vez alcanzada la temperatura ambiente tras ser calentado el sistema, se extraen de la cámara isoterma las réplicas del húmero y de la escápula con las prótesis colocadas.

Estas piezas son analizadas en un polariscopio bajo luz polarizada blanca y monocromática. Se realiza un primer análisis de las piezas completas y tomando fotografías en distintas posiciones, para el registro de los datos. Se denomina análisis de fotoelasticidad 3D.

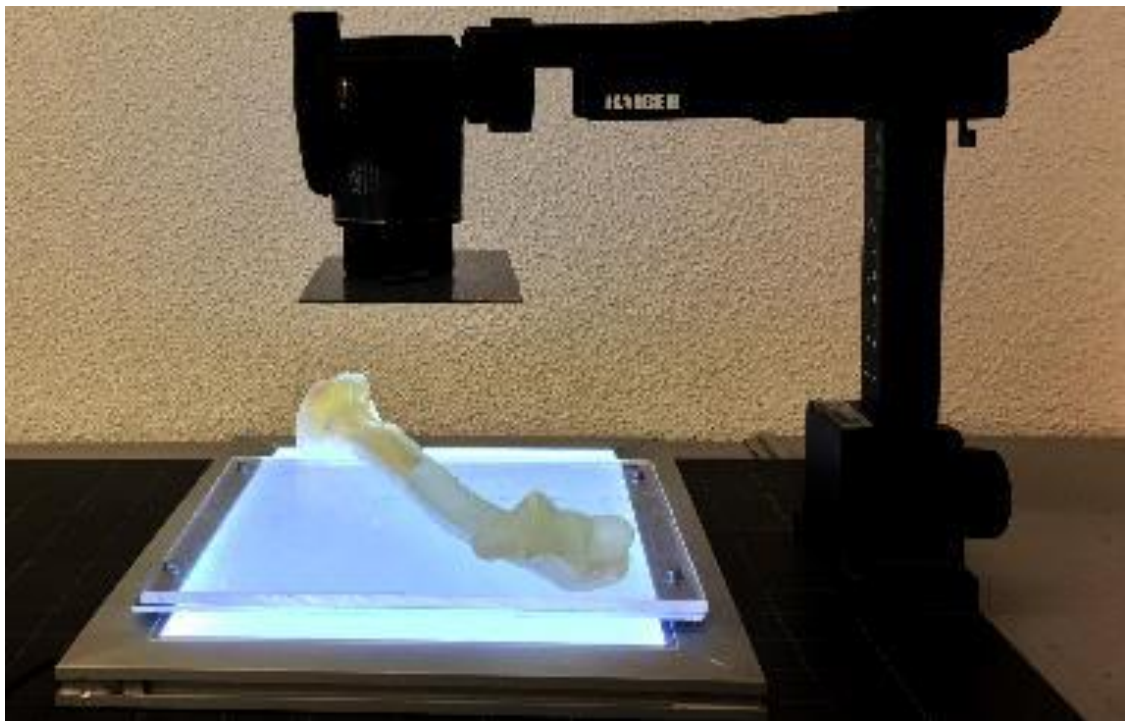


Imagen 45. Análisis de fotoelasticidad 3D del húmero colocado en un polariscopio circular bajo luz blanca.

Una vez fotografiadas todas las piezas completas bajo el polariscopio, se realizan secciones de las piezas en diferentes ejes para el análisis interno de las cargas, análisis en dos dimensiones (2D). Se han realizado los siguientes cortes:

- Húmero longitudinal: divide el hueso en dos secciones.

- Húmero transversal: se realizan 15-17 secciones de unos 9mm cada corte.
- Escápula sagital: se realizan 5 cortes.

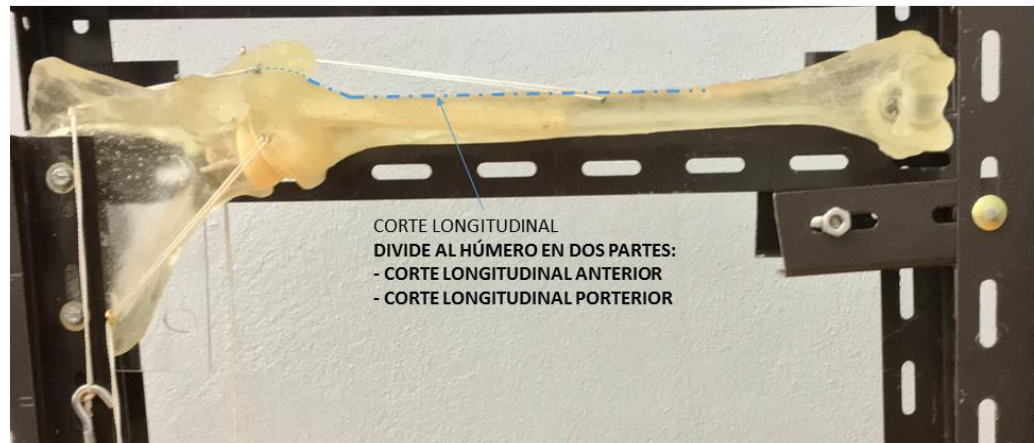


Imagen 46. El húmero se divide en dos partes, realizando un corte siguiendo su eje longitudinal.

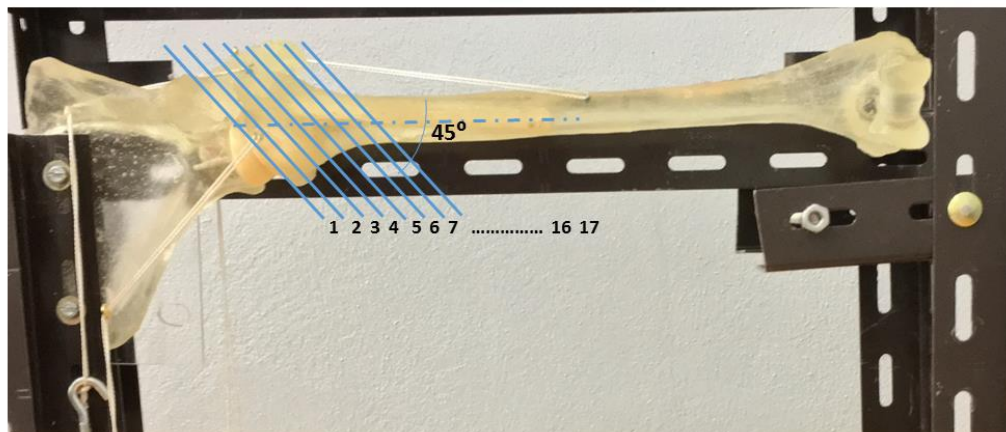


Imagen 47. Análisis 2D del húmero. Se realizan cortes axiales del húmero (con una angulación de 45º respecto al eje longitudinal) de 9mm de grosor. Se obtienen 15 cortes para el modelo SMR y 17 para Delta Xtend.

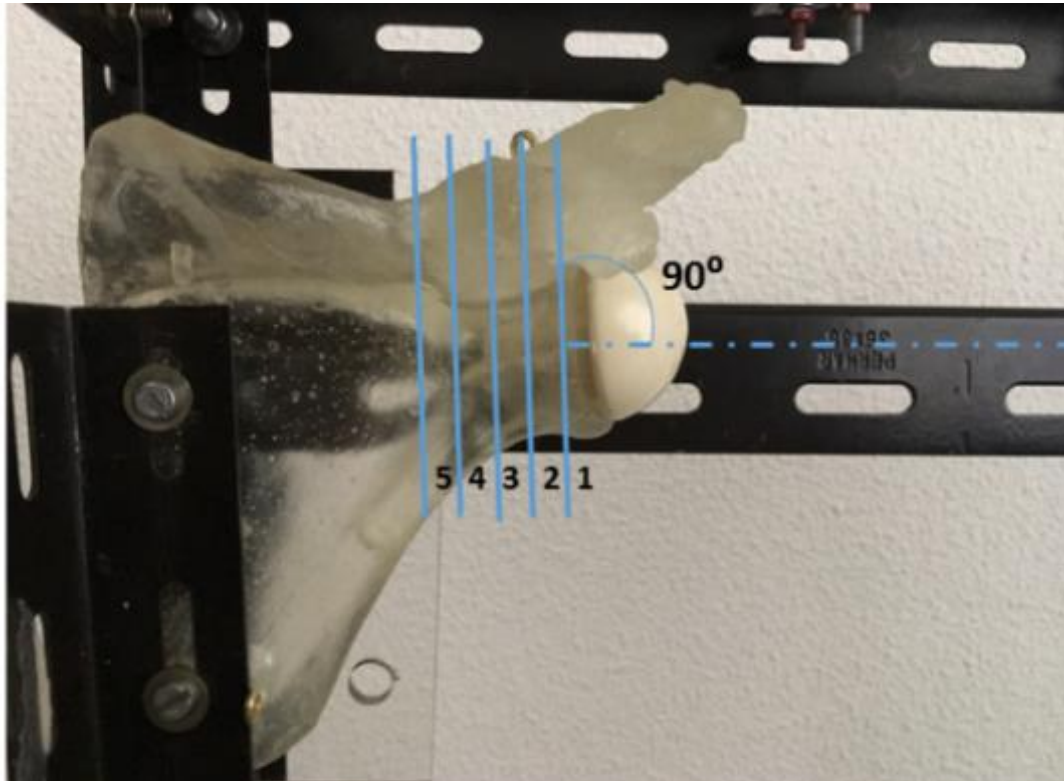


Imagen 48. Para el análisis en 2D de la escápula se realizan 5 cortes sagitales.

V. RESULTADOS

V.I RESULTADOS DEL ESTUDIO ANATÓMICO

5.1.1 Referencias óseas

5.1.1.1 Distancia articulación acromioclavicular-Superficie articular distal del húmero

El objeto de esta media es el determinar el alargamiento global del brazo midiendo desde la superficie articular del brazo, hasta la articulación acromioclavicular con el hombro en decúbito supino a 50º y 0º de abducción.

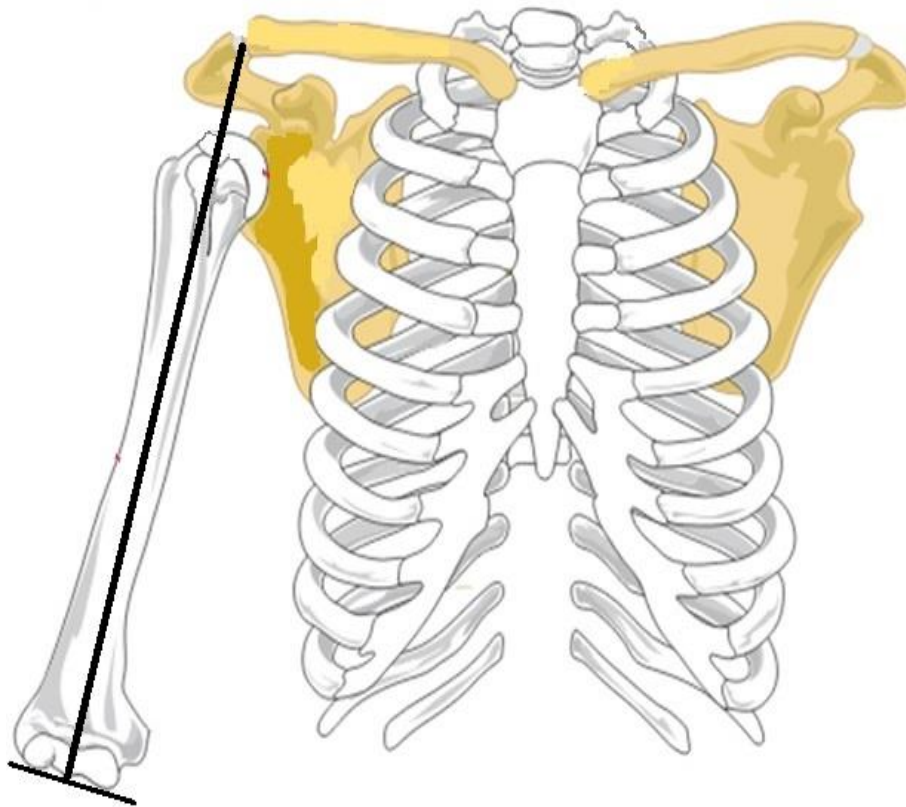


Imagen 49. Ejemplo de medida de la distancia articulación acromioclavicular- superficie articular distal del húmero

AC-Superficie distal húmero	Distancia Pre	Distancia Post	Diferencia (Post-Pre)	P (intragrupo)	P (intergrupo)
Total	330,58±16,53	341,08±14,69	10,5 ±2,39 (8,98-12,02)	P=0,002	-
SMR	332,67±13,84	343,67±13,03	11±1,26 (9,67-12,33)	P=0,026	P=0,413
Delta Xtend	328,5±19,99	338,5±17,01	10±3,22 (6,62-13,38)	P=0,027	

Tabla 11. AC-Superficie distal de húmero. Valores para la distancia entre la articulación acromioclavicular y la superficie distal del húmero, para el total de la muestra y para cada grupo protésico medidos en milímetros (mm).

La diferencia entre la medida de la articulación acromioclavicular y la superficie distal de húmero, que se emplea para valorar el alargamiento del brazo, es de 10,5±2,39mm (p=0,002). Si analizamos la diferencia media del alargamiento producido según el tipo de prótesis, no es estadísticamente significativa y no hay diferencias en cuanto alargamiento según el tipo de prótesis implantada.

Si analizamos los resultados en función de la abducción del brazo, encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los valores pre y post implante, pero no se ha encontrado diferencia estadísticamente significativa en la media de alargamiento dependiendo de la posición del brazo (p=0,225).

AC-Superficie distal húmero	50º	0º	P ¹
Distancia Pre	330,58±16,53	320,5±21,67	P=0,072
Distancia Post	341,08±14,69	329,33±21,8	P=0,027
Diferencia (Post-Pre)	10,5 ±2,39 (8,98-12,02)	8,83±3,19 (5,49-12,18)	P=0,225
P ²	P=0,002	P=0,027	

Tabla 12. Valores para la distancia (mm) entre la articulación acromioclavicular y la superficie distal del húmero, medidos con el brazo a 50º o a 0º de abducción para el conjunto de la muestra. P¹ Significación entre los valores medidos según la posición del brazo. P² Significación entre la diferencia de los valores pre y post-implante.

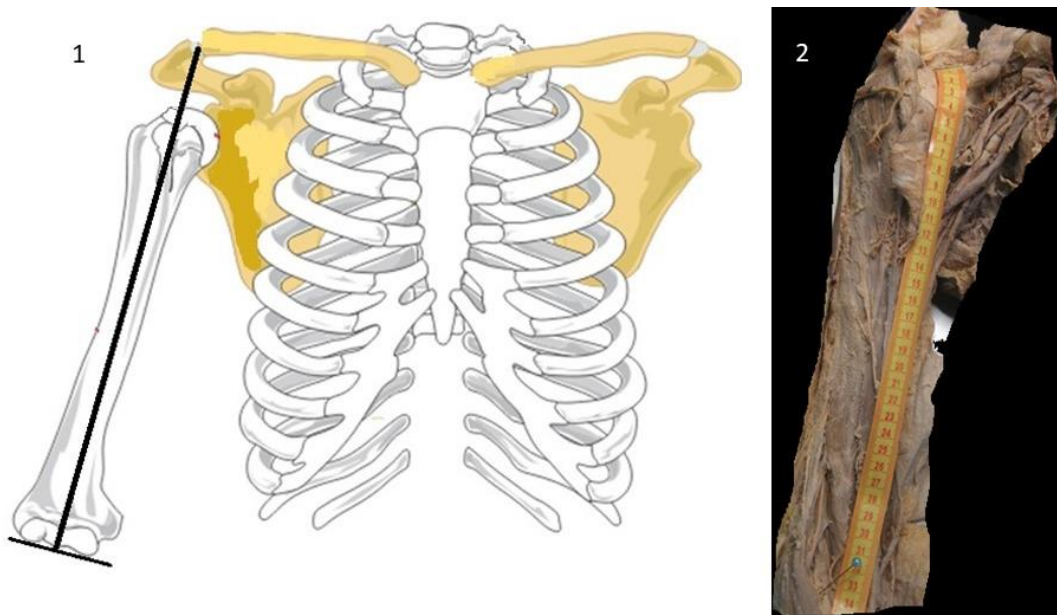


Imagen 50. Ejemplos de medición de la distancia articulación acromioclavicular – superficie distal del húmero

5.1.1.2 Surco bicipital - coracoides.

La medida de la distancia del borde lateral del surco bicipital a la coracoides es una medición del alargamiento del espacio subacromial, además valora tanto el alargamiento, como el cambio que se produce en el plano coronal (medialización/lateralización).

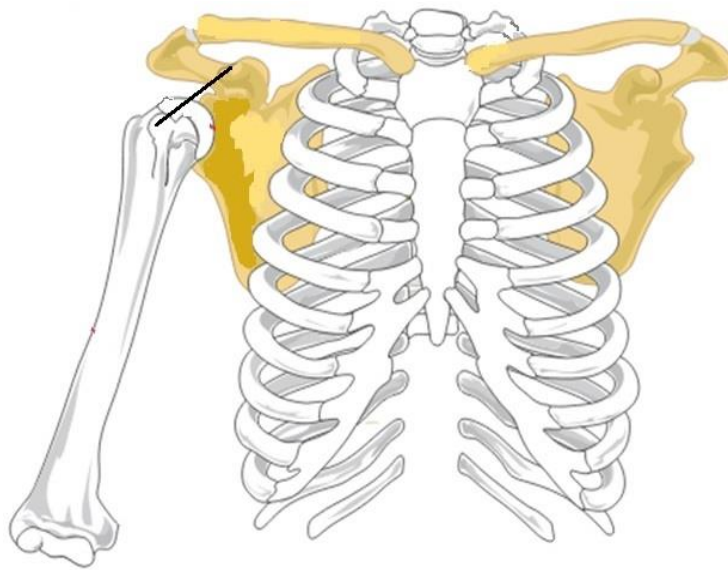


Imagen 51. Distancia surco bicipital- coracoides.

Coracoides- Surco Bicipital	Distancia Pre	Distancia Post	Diferencia (Post-Pre)	P (intragrupo)	P (intergrupo)
Total	36,38±6,54	47,00±4,03	10,62±6,72 (5,46-15,79)	P=0,008	-
SMR	38,95±7,42	45,32±3,43	6,37±4,78 (-1,24-13,98)	P=0,068	p=0,05
Delta Xtend	34,33±5,68	48,35±4,3	14,02±6,37 (6,1-21,94)	P=0,043	

Tabla 13. Valores para la distancia entre la coracoides y el surco bicipital para el total de la muestra y para cada grupo protésico medidos en milímetros (mm).

La diferencia global pre/post implante es de 10,62mm y es estadísticamente significativa ($p=0,008$). Esta medida sirve para valorar el aumento del espacio subacromial y determina descenso y desviación medio-lateral de forma conjunta que se produce en el húmero al colocar la prótesis.

Si comparamos este valor según el tipo de prótesis utilizada, se aprecian diferencias estadísticamente significativas ($P=0,05$). Puede ser debida al diferente diseño protésico, además del diferente tamaño de las glenoferas empleadas (SMR=36mm vs Delta Xtend=38mm) y grosores de polietileno (SMR=Estándar vs Delta Xtend=+3mm).

Si analizamos los valores de esta distancia según la posición del brazo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas ($P=0,22$), aunque cabe resaltar, que este parámetro es mayor si se mide con el brazo a 0° de abducción que a 50°.

Coracoides-Surco Bicipital	50°	0°	p¹
Distancia Pre	36,38±6,54	35,24±5,85	P=0,232
Distancia Post	47,00±4,03	47,35±5,95	P=0,116
Diferencia (Post-Pre)	10,62±6,72 (5,46-15,79)	12,29±3,43 (8,02-16,56)	P=0,225
p ²	P=0,008	P=0,001	

Tabla 14. Valores para la distancia (mm) entre la coracoides y el surco bicipital medidos con el brazo a 50° o a 0° de abducción para el conjunto de la muestra. P¹ Significación entre los valores medidos según la posición del brazo. P² Significación entre la diferencia de los valores pre y post-implante.

5.1.1.3 Troquiter

Se han medido dos distancias respecto a esta estructura: Distancia Troquiter-Articulación acromioclavicular (A) y Distancia Troquiter-Coracoides (B). Estas dos medidas pretenden valorar la variación del espacio subacromial y también el descenso y la lateralización del húmero.

Para valorar el descenso del húmero, y por tanto el alargamiento del brazo, en los estudios clínicos se utiliza la distancia entre el acromion (desde el ángulo del acromion) hasta el troquiter, medido en radiografías antero-posteriores de hombro. En recientes estudios, la distancia acromio-humeral ha resultado ser muy variable dependiendo del grado de rotación del hombro y de la abducción del mismo, encontrando una gran variabilidad intra e interobservador (72).

En este estudio, se decidió utilizar la articulación acromioclavicular como punto de referencia óseo proximal, por ser éste un punto constante y fácilmente localizable en todos los especímenes. La localización del ángulo del acromion supondría la desinserción de la musculatura deltoidea, musculatura que se ha intentado respetar ya que de su integridad depende el correcto funcionamiento de la prótesis in vivo.

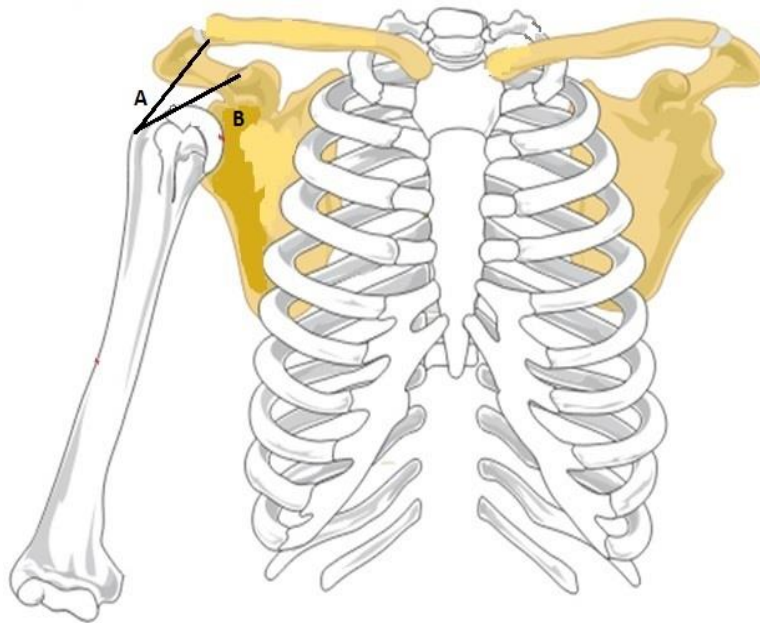


Imagen 52. A. Distancia Troquíter-Articulación acromioclavicular. B Distancia Troquíter-Coracoides

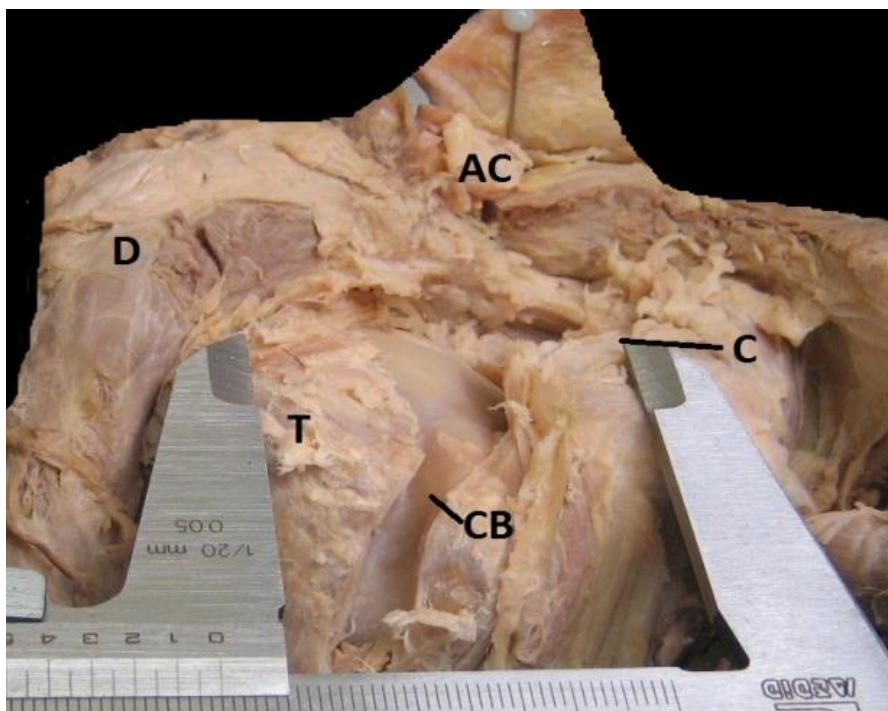


Imagen 53. Ejemplo de medición de la distancia Troquíter-Coracoides. D: Deltoides. AC: Articulación acromioclavicular. C: Coracoides. T: Troquíter. CB: Corredera o surco Bicipital.

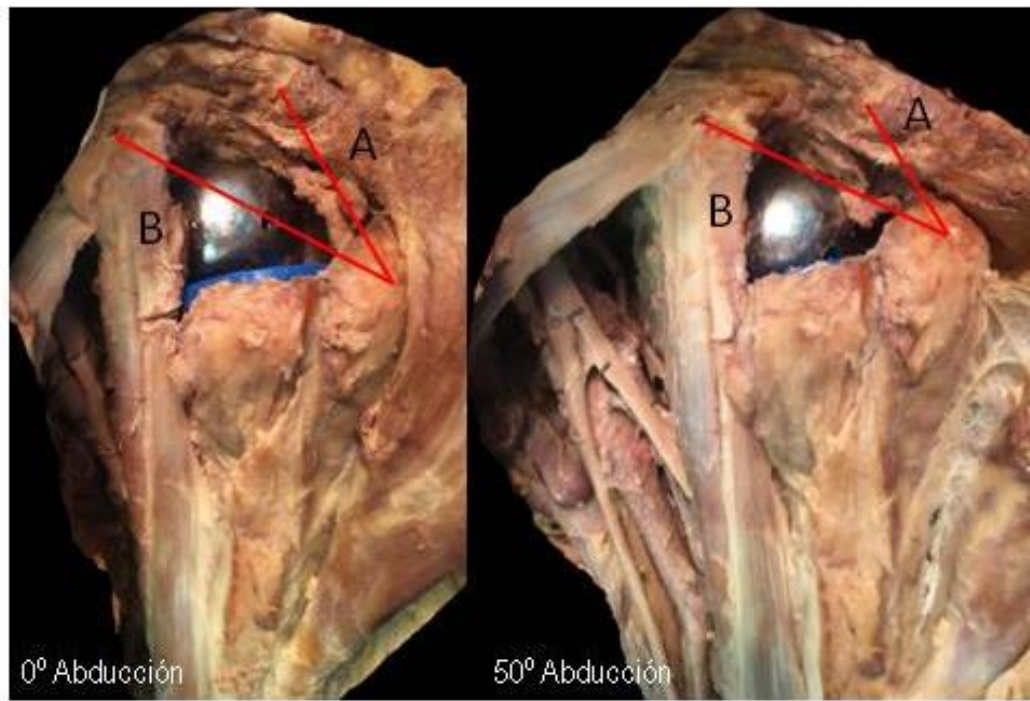


Imagen 54. Distancias: (A) troquiter-articulación acromioclavicular (AC) y (B) troquiter-coracoides, con el hombro a 0º y 50º de abducción.

La diferencia entre el antes y el después de la distancia troquiter-AC aumenta muy poco, no siendo esta variación estadísticamente significativa. Este valor disminuye en abducción, posición en la que el troquiter se aproxima al acromion (Ver Imagen 54). No se han encontrado diferencias para esta distancia en función del modelo de prótesis empleado.

Troquiter-AC(A)	Distancia Pre	Distancia Post	Diferencia (Post-Pre)	P (intragrupo)	P (intergrupo)
Total	26,73±5,71	32,36±3,6	5,48±6,33 (1,47-10,45)	p=0,657	-
SMR	25,13±7,09	30,5±5,77	4,63±5,37 (-3,51-10,25)	P=0,5	P=0,465
Delta Xtend	28,29±9,82	33,40±11,06	5,08±3,9 (1,99-9,21)	P=0,917	

Tabla 15. Valores para la distancia entre el troquiter y la articulación acromioclavicular para el total de la muestra y para cada grupo protésico medidos en milímetros (mm).

Si valoramos esta distancia en función del grado de abducción del brazo, podemos apreciar cómo no se encuentran diferencias significativas en las distancias según la posición del brazo.

Troquiter-AC	50º	0º	P ¹
Distancia Pre	26,73±5,71	30,53±6,37	P=0,237
Distancia Post	32,36±3,6	36,54±5,1	P=0,063
Diferencia (Post-Pre)	5,48±6,33 (1,47-10,45)	6,02±3,79 (2,51-9,53)	P=0,612
P ²	p=0,657	P=0,28	

Tabla 16. Valores para la distancia (mm) entre el troquiter y la articulación acromioclavicular medidos con el brazo a 50º o a 0º de abducción para el conjunto de la muestra. P¹ Significación entre los valores medidos según la posición del brazo. P² Significación entre la diferencia de los valores pre y post-implante.

Sin embargo, la referencia troquiter-coracoides aumenta en 12,95mm de media, pese a que esta medición esté tomada en abducción. La diferencia entre la medida Troquiter-Coracoides sí es estadísticamente significativa, produciéndose un descenso/lateralización medio de 12,95±4,46 (p=0,018).

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en estas dos medidas según el tipo de prótesis implantada, ni según la posición del brazo.

Troquiter-Coracoides(B)	Distancia Pre	Distancia Post	Diferencia (Post-Pre)	P (intragrupo)	P (intergrupo)
Total	43,47±8,75	56,27±7,72	12,95±4,46 (8,83-17,08)	p=0,018	-
SMR	37,96±4,82	52,25±6,72	14,29±1,97 (9,38-19,2)	P=0,109	P=1
Delta Xtend	47,61±9,19	59,56±7,65	11,95±5,83 (2,67-21,23)	P=0,066	

Tabla 17. Valores para la distancia entre el troquiter y la coracoides para el total de la muestra y para cada grupo protésico medidos en milímetros (mm).

Troquiter-Coracoides	50º	0º	p¹
Distancia Pre	43,47±8,75	45,02±6,54	P=0,28
Distancia Post	56,27±7,72	54,33±5,01	P=0,345
Diferencia (Post-Pre)	12,95±4,46 (8,83-17,08)	7,66±2,92 (4,02-11,29)	P=0,345
p ²	P=0,018	P=0,043	

Tabla 18. Valores para la distancia (mm) entre el troquiter y la coracoides medidos con el brazo a 50º o a 0º de abducción para el conjunto de la muestra. P¹ Significación entre los valores medidos según la posición del brazo. P² Significación entre la diferencia de los valores pre y post-implante.

5.1.1.4 Resumen referencias óseas

Existe un descenso o descenso/lateralización medio aproximado de 10mm al implantar la prótesis.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en estas mediciones según el tipo de prótesis implantada, salvo para el valor del surco bicipital respecto a la coracoides.

Si tenemos en cuenta la posición del brazo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas para los valores de estas distancias. Pero se aprecia una tendencia a que algunos de los valores del espacio subacromial (surco-coracoides, troquiter-ac) sean mayores si el brazo se encuentra a 0º de abducción y menores si está a 50º de abducción.

	Total	P intragrupo	SMR	Delta Xtend	P intergrupo	Valora
Superficie Articular Codo -AC	10,5±2,39	P=0,002	11±1,26	10±3,22	P=0,413	Descenso
Surco Bicipital-Coracoides	10,62±6,72	P=0,008	6,37±4,78	14,02±6,38	P=0,05	Descenso/Lateralización
Troquiter-AC	5,48±6,33	P=0,66	4,63±5,37	5,08±3,9	P=0,465	Descenso/Lateralización
Troquiter-Coracoides	12,95±4,46	P=0,018	14,29±1,97	11,95±5,83	P=1	Descenso/Lateralización

Tabla 19. Resumen referencias óseas.

Se ha calculado el porcentaje de alargamiento del brazo y se recoge en la siguiente tabla empleándose para ello la siguiente fórmula:

$$\% \text{ Alargamiento} = \left(\frac{\text{Longitud final} - \text{Longitud inicial}}{\text{Longitud inicial}} \right) \times 100$$

	Total 50º	% Alargamiento 50º	Total 0º	% Alargamiento 0º
Superficie Articular Codo -AC	10,5±2,39mm	3,17%	8,83±3,19mm	2,75%
Surco Bicipital-Coracoides	10,62±6,72mm	29,32%	12,29±3,43mm	34,87%
Troquiter-AC	5,48±6,33mm	20,5%	6,02±3,79mm	19,71%
Troquiter-Coracoides	12,95±4,46mm	29,79%	7,66±2,92mm	17,01%

Tabla 20. Valor medio del alargamiento de las referencias óseas medido a 50º (Total 50º) y su porcentaje de alargamiento (% Alargamiento 50º). Valor medio del alargamiento de las referencias óseas medido a 0º de abducción (Total 0º) y su porcentaje de alargamiento (% Alargamiento 0º).

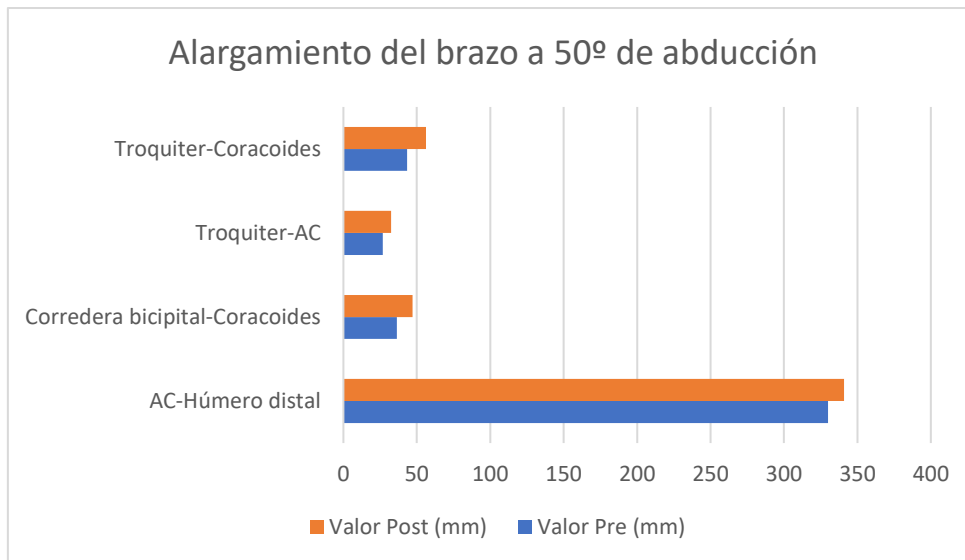


Figura 7. Gráfica resumen de los cambios de longitud de las referencias óseas tomadas para valorar el alargamiento del brazo en 50º de abducción

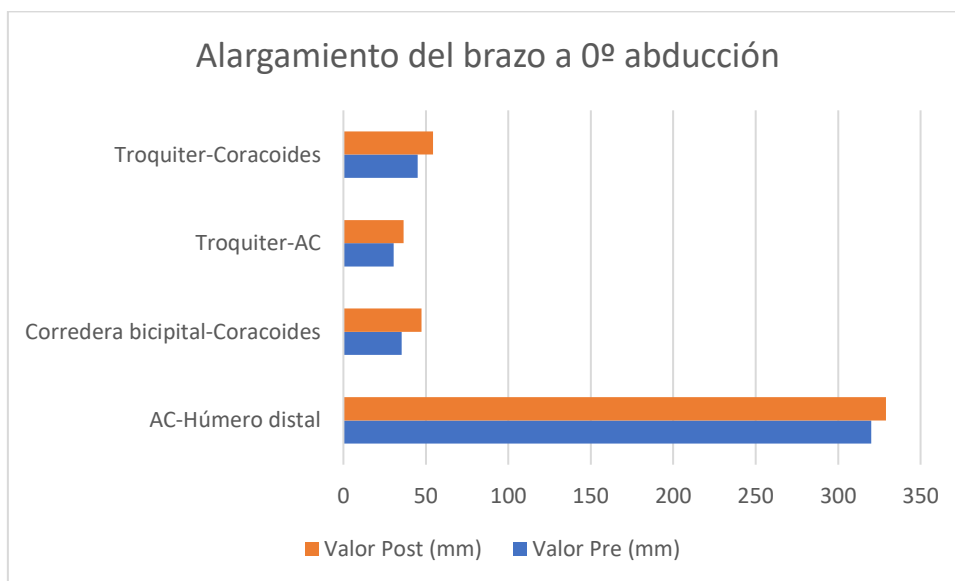


Figura 8. Gráfica resumen de los cambios de longitud de las referencias óseas tomadas para valorar el alargamiento del brazo en 0º de abducción.

5.1.2 Componentes del plexo braquial

5.1.2.1 Nervio axilar

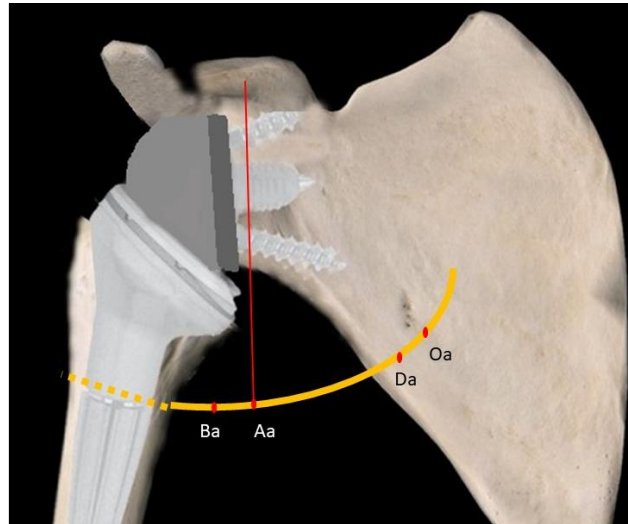


Imagen 55. Referencias medidas en el nervio axilar. Oa: Origen. Da: 10mm distal a Oa.

Aa: punto sobre la vertical de la coracoides. Ba: 10mm distales a Aa. C: Coracoides.

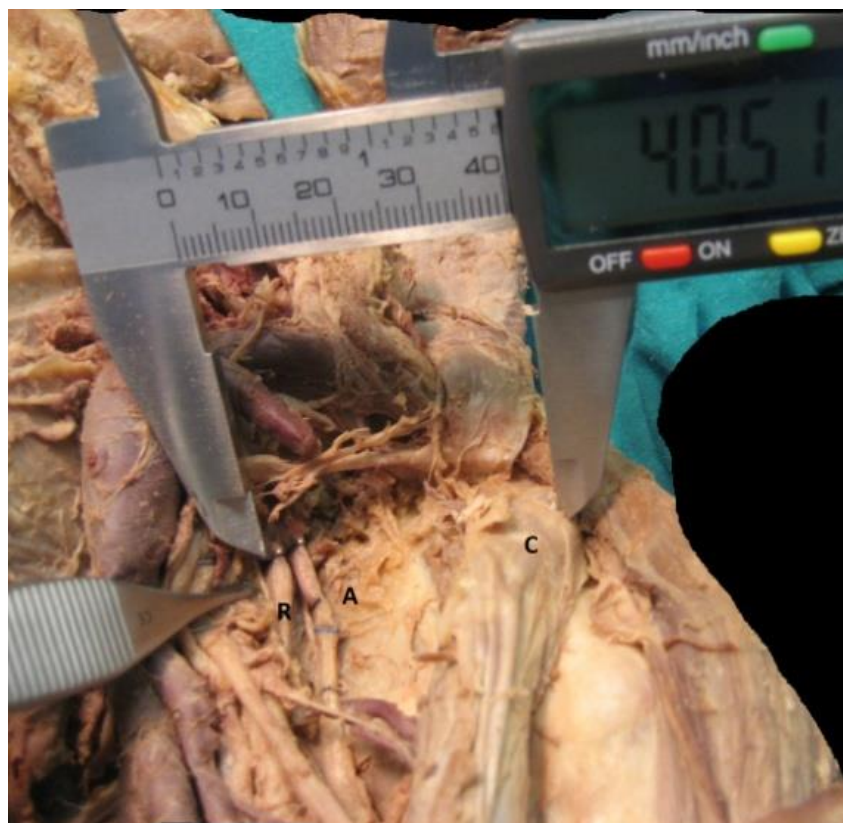


Imagen 56. Ejemplo de medición de la distancia entre la coracoides y el nervio axilar.

Para valorar el cambio de posición relativa del nervio axilar respecto de la coracoides, se miden las cuatro distancias desde los cuatro puntos diferentes del nervio. A continuación, se resume en tablas los valores obtenidos para las distancias entre la Coracoides y los cuatro puntos marcados en el nervio axilar: origen (Oa), 10mm distal al punto Oa (Da) vertical desde la coracoides (Aa), 10mm distal al punto Aa (Ba). Para el total de la muestra y para cada uno de los modelos protésicos estudiados.

Axilar (a) Origen	Coracoides-Origen Pre	Coracoides-Origen Post	Diferencia Coracoides-Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	39,54±8,51	43,66±7,57	4,12±3,86 (1,67-6,57)	P=0,008	-
SMR	41,35±9,31	45,71±7,25	4,36±4,57 (-0,44-9,17)	P=0,075	P=0,63100
Delta Xtend	37,74±8,06	41,61±7,97	3,87±3,42 (0,28-7,46)	P=0,028	

Tabla 21. Nervio axilar en origen (O).

Axilar (a) Punto D	Coracoides-Punto D Pre	Coracoides-Punto D Post	Diferencia Coracoides-Punto D	P intragrupo	P intergrupo
Total	41,27±8,89	44,48±7,38	3,2±4,2 (0,54-5,88)	P=0,028	-
SMR	43,37±9,77	46,46±6,9	3,09±6,07 (-3,28-9,46)	P=0,249	P=0,631
Delta Xtend	39,17±8,24	42,49±7,91	3,33±1,44 (1,82-4,83)	P=0,028	

Tabla 22. Nervio axilar distal (D).

Axilar (a) Punto A	Coracoides-Punto A Pre	Coracoides-Punto A Post	Diferencia Coracoides-Punto A	P intragrupo	P intergrupo
Total	48,54±12,88	54,46±11,83	5,92±7,76 (0,99-10,86)	P=0,008	-
SMR	51,29±14,82	59,95±11,07	8,67±10,56 (-2,41-19,74)	P=0,075	P=0,20
Delta Xtend	45,79±11,28	48,97±10,62	3,18±1,74 (1,36-5)	P=0,028	

Tabla 23. Nervio axilar punto A.

Axilar (a) Punto B	Coracoides-Punto B Pre	Coracoides-Punto B Post	Diferencia Coracoides-Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	55,85±13,08	60,43±12,19	4,59±5,26 (1,24-7,93)	P=0,010	-
SMR	61,16±13,02	64,88±12,52	3,72±5,45 (-2,00-9,44)	P=0,173	P=0,423
Delta Xtend	50,53±11,79	55,98±11,06	5,45±5,43 (-0,25-11,14)	P=0,046	

Tabla 24. Nervio axilar punto B.

Existe diferencia estadísticamente significativa entre los valores pre y post implantación de la prótesis. Sin embargo, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en los milímetros de desplazamiento del nervio axilar, respecto a la coracoides, entre los dos modelos de prótesis ($p>0,05$).

Para determinar el alargamiento que se produce dentro del nervio, se mide la distancia entre dos puntos del nervio. En el caso del nervio axilar, se miden dos distancias intra-nervio: distancia entre el origen del nervio (Oa) y 10mm distal al origen (Da); y distancia a nivel de la vertical con la coracoides (Aa) y 10mm distal a esta (Ba). En la siguiente tabla, se resumen los valores medios de estas distancias del total de la muestra (Total) y según el modelo de prótesis (Delta Xtend o SMR).

Alargamiento	N Axilar distal (AaBa)			N Axilar en origen (OaDa)		
Grupo	Total	SMR	Delta Xtend	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	1,67±0,84	1,36±0,69	0,98±1	1,69±1,03	1,83±1,02	1,56±1,12
Percentil 50 (mm)	1,2	1,2	1,07	1,49	1,45	1,49
%Alargamiento	11,95	11,95	10,7	14,9	14,5	14,9
P intergrupo		0,38			0,94	

Tabla 25. Alargamiento del nervio axilar. Diferencia de los valores medidos dentro del nervio axilar antes y después de poner la prótesis.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje, ni en los valores absolutos, del alargamiento que se produce en el nervio axilar según el tipo de prótesis para los valores del nervio axilar en origen (OaDa), ni en el axilar distal (AaBa).

Hay una tendencia a que el grado de alargamiento sea mayor en el nervio axilar en origen, más que en el distal.

5.1.2.2 Nervio musculocutáneo

Se toman 2 puntos de referencia dentro del nervio que serán medidos respecto la coracoides, que valorarán el desplazamiento del nervio respecto a la coracoides: Origen musculocutáneo (Omc) y 10mm distales a Omc (Bmc). En las tablas que aparecen a continuación, se detallan los valores para estas distancias para el total de la muestra y cada modelo protésico.



Imagen 57. Medición del nervio musculocutáneo. Omc: origen del nervio. Bmc: 10mm distales a Omc. C: coracoides.

Musculocutáneo (mc) Origen	Coracoides-Origen Pre	Coracoides-Origen Post	Diferencia Coracoides-Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	43,01±10,46	47,33±11,6	2,45±1,59 (1,44-3,45)	P=0,002	-
SMR	46,24±12,36	51,07±12,98	4,82±3,37 (1,29-8,36)	P=0,017	P=0,748
Delta Xtend	39,78±7,92	43,58±9,72	3,8±3,48 (0,15-7,46)	P=0,044	

Tabla 26. Nervio musculocutáneo en origen.

Musculocutáneo (mc) Punto B	Coracoides-Punto B Pre	Coracoides-Punto B Post	Diferencia Coracoides-Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	48,56±10,34	52,08±13,44	3,52±5,27 (0,17-6,87)	P=0,019	-
SMR	53,19±11,42	56,73±16,6	3,54±7,32 (-4,15-11,23)	P=0,173	P=0,873
Delta Xtend	47,43±8,44	47,43±8,44	3,51±2,74 (0,63-6,38)	P=0,028	

Tabla 27. Nervio musculocutáneo distal (Punto B).

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en la distancia entre el nervio musculocutáneo y la coracoides antes y después de colocar la prótesis. Pero no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, en cuanto al desplazamiento del nervio musculocutáneo respecto a la coracoides, según el modelo de prótesis implantada.



Imagen 58. Medición nervio musculocutáneo. La flecha indica el alargamiento intra-nervioso medido.

Alargamiento (OmcBmc)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	2,45 ±1,59	2,123±1,31	2,77±1,89
Percentil 50 (mm)	2,205	2,2	2,2
% Alargamiento	22,05%	21,95%	22,05%
U Mann Withney		0,748	

Tabla 28. Alargamiento del nervio musculocutáneo. Diferencia de los valores medidos dentro del nervio musculocutáneo antes y después de poner la prótesis.

Se produce una variación intra-nerviosa de 2,45mm de media, lo que supone un 22% de alargamiento del nervio entre los dos puntos medidos (Omc-Bmc). No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas de los valores para esta medida, según el tipo de prótesis implantada.

5.1.2.3 Nervio mediano

Se toman 2 puntos de referencia dentro del nervio, que serán medidos respecto la coracoides y valorarán el desplazamiento del nervio respecto a la coracoides: el origen (Om) y 10mm distales a Om (Bm). En las tablas que a continuación se muestran, se resumen los valores para estas distancias para el total de la muestra y para los diferentes modelos protésicos.



Imagen 59. Nervio mediano. Referencias tomadas dentro del nervio: Om (Origen del nervio mediano) y Bm (10mm distales al origen). C: Coracoides.

Mediano (m) Origen	Coracoides-Origen Pre	Coracoides-Origen Post	Diferencia Coracoides-Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	61,24±13,78	66,92±11,48	5,67±4,47 (2,84-8,52)	P=0,002	-
SMR	64,08±14,61	71,13±14,11	7,05±5,69 (1,08-13,02)	P=0,028	0,337
Delta Xtend	58,41±13,6	62,71±14,82	4,3±2,65 (1,52-7,09)	P=0,028	

Tabla 29. Nervio mediano en origen. Valores de las distancias entre el nervio mediano y la coracoides en su punto de origen.

Mediano (m) Punto B	Coracoides-Punto B Pre	Coracoides-Punto B Post	Diferencia Coracoides-Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	70,36±14,40	75,12±14,72	4,76±2,85 (2,95-6,57)	P=0,003	-
SMR	73,95±14,68	78,84±14,52	4,89±2,99 (1,74-8,03)	P=0,043	P=1
Delta Xtend	66,76±14,48	71,4±15,25	4,63±2,97 (1,52-7,75)	P=0,028	

Tabla 30. Nervio mediano en punto B. Valores de las distancias entre el nervio mediano en el punto B y la coracoides.

Hay cambios estadísticamente significativos en los valores de distancia entre el nervio mediano y la coracoides antes y después de poner las prótesis. Sin embargo, no se encuentran diferencias en los valores de desplazamiento del nervio mediano respecto a la coracoides en función del tipo de prótesis implantada.

Se toman dos medidas en el nervio que valorarán el alargamiento que se produce dentro de este. Se expresa en valores absolutos y en porcentaje de alargamiento: Om-Bm.



Imagen 60. Nervio mediano, alargamiento. La flecha indica la distancia entre los dos puntos medidos del nervio mediano, que valorarán su alargamiento.

Alargamiento (OmBm)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	2,56±1,05	2,85±1,36	2,26±0,63
Percentil 50 (mm)	2,31	3,52	2,1
% Alargamiento	23,1	35,2	21
U Mann Withney		0,423	

Tabla 31. Nervio mediano, alargamiento. Diferencia entre la distancia medida dentro del nervio mediano (OmBm) antes y después de poner la prótesis. Valores para el total de la muestra y cada uno de los modelos. Datos en mm y en porcentaje de alargamiento.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre prótesis, en el grado de alargamiento que se produce en el nervio mediano (P=0,423).

5.1.2.4 Nervio ulnar

Se toman 2 puntos de referencia dentro del nervio que serán medidos respecto la coracoides, que valorarán el desplazamiento del nervio respecto a la coracoides: el origen del nervio ulnar (Ou) y 10mm distales a él (Bu). A continuación, se resumen los valores para estas distancias, según el modelo protésico y para el global de la muestra.



Imagen 61. Nervio ulnar. Ejemplo de medición del nervio ulnar, las dos referencias tomadas dentro del nervio: Ou (el punto de origen) y Bu (10mm distales a Ou). X: arteria axilar, M: Nervio mediano, Mc: nervio musculocutáneo, C: coracoides.

Ulnar (u) Origen	Coracoides- Origen Pre	Coracoides- Origen Post	Diferencia Coracoides- Origen u	P intragrupo	P intergrupo
Total	60,02±11,54	62,98±10,97	2,97±4,24 (0,27-5,66)	P=0,041	-
SMR	63,25±9,34	65,65±10,76	2,4±3,07 (-0,82-5,62)	P=0,116	P=0,749
Delta Xtend	56,79±12,7	60,32±11,49	3,53±5,42 (-2,16-9,22)	P=0,173	

Tabla 32. Nervio ulnar en origen. Valores para las distancias entre el origen del nervio ulnar y la coracoides.

Ulnar (u) Punto B	Coracoides- Punto B Pre	Coracoides- Punto B Post	Diferencia Coracoides- Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	67,15±12,2	70,32±12,66	3,17±4,26 (0,47±5,87)	P=0,028	-
SMR	70,35±10,73	73,21±12,37	2,86±3,34 (-0,64-6,36)	P=0,046	P=1
Delta Xtend	63,94±13,7	67,42±13,4	3,48±5,34 (-2,12-9,08)	P=0,116	

Tabla 33. Nervio ulnar punto B. Valores para las distancias entre el punto B del nervio ulnar y la coracoides.

La distancia del nervio ulnar respecto de la coracoides, tanto en su origen, como en el punto Bu, se modifica significativamente al colocar la prótesis de hombro. Pero no se han encontrado diferencias entre los dos modelos de prótesis en cuanto al desplazamiento, o separación, del nervio ulnar respecto a la coracoides.

Se toman dos medidas dentro del nervio que valorarán el alargamiento intra-nervioso.

Se expresa en valores absolutos y en porcentaje de alargamiento.

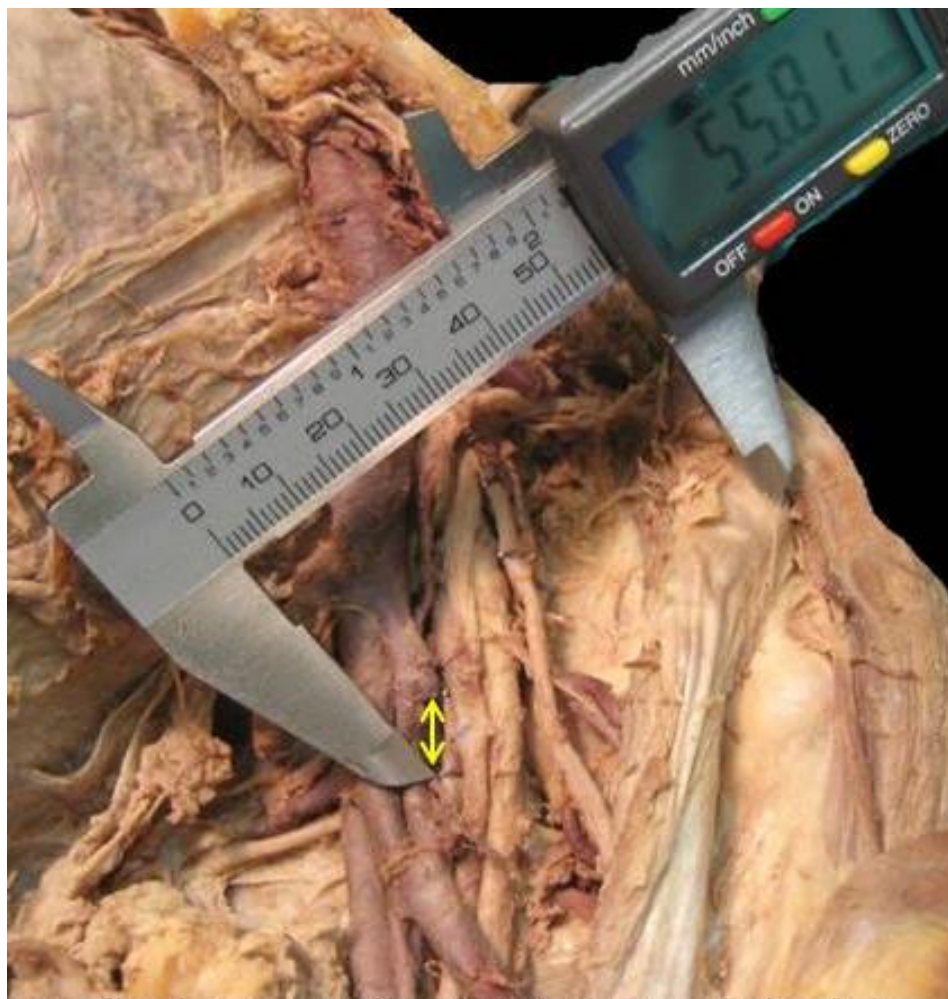


Imagen 62. Nervio ulnar, alargamiento. La flecha indica el alargamiento que se produce entre los dos puntos del nervio ulnar.

Alargamiento (OuBu)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	2,23±1,28	2,11±1,15	2,34±1,5
Percentil 50 (mm)	1,9	1,76	2,33
% Alargamiento	19	17,55	23,3
U Mann Withney		0,749	

Tabla 34. Alargamiento del nervio ulnar. Diferencia en la distancia entre los dos puntos del nervio ulnar (Ou-Bu) tras colocar la prótesis.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en cuanto al alargamiento que se produce en el nervio ulnar, según el tipo de prótesis empleada.

5.1.2.5 Nervio radial

Se toman 2 puntos de referencia dentro del nervio que serán medidos respecto la coracoides, que valorarán el desplazamiento del nervio respecto a la coracoides: el origen del nervio radial (Or) y 10mm distales a él (Br). Se resumen en las siguientes tablas los valores para estas distancias, según el modelo protésico y para el global de la muestra.

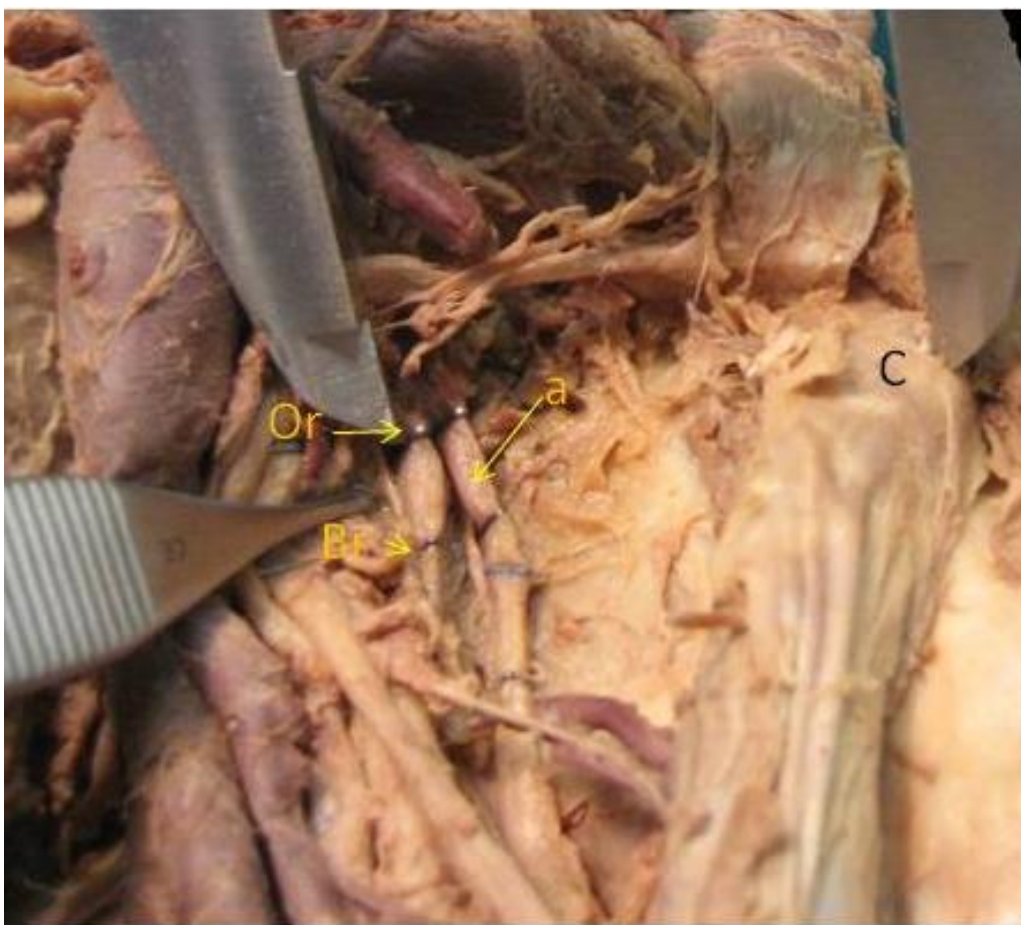


Imagen 63. Nervio radial. Or: origen del nervio radial, Br: 10mm distales al origen del nervio radial. A: nervio axilar, C: coracoides.

Radial (r) Origen	Coracoides- Origen Pre	Coracoides- Origen Post	Diferencia Coracoides- Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	41,99±7,42	42,97±4,94	0,98±4,28 (-1,74-3,7)	P=0,480	-
SMR	43,15±7,67	43,66±4,77	0,52±4,22 (-3,91-4,95)	P=0,763	P=0,873
Delta Xtend	40,84±7,97	42,29±5,47	1,45±4,7 (-3,48-6,38)	P=0,345	

Tabla 35. Nervio radial en origen. Valores de las distancias entre el origen del nervio radial y la coracoides.

Radial (r) Punto B	Coracoides- Punto B Pre	Coracoides- Punto B Post	Diferencia Coracoides- Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	44,29±7,02	47,56±6,49	3,27±4,3 (0,54-6,01)	P=0,028	-
SMR	44,47±7,82	46,61±6,23	2,13±3,74 (-1,79-6,06)	P=0,173	P=0,337
Delta Xtend	44,11±6,87	48,52±7,18	4,41±4,87 (-0,7-9,52)	P=0,075	

Tabla 36. Nervio radial punto B. Valores de la distancia entre el punto B del nervio radial y la coracoides.

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas para el valor de la distancia entre el nervio radial y la coracoides tras colocar la prótesis de hombro a nivel distal, pero no a nivel del origen del nervio radial. Estos valores no difieren entre los dos modelos protésicos.

Se toman dos medidas en el nervio que valorarán el alargamiento INTRA-nervio. Se expresa en valores absolutos y en porcentaje de alargamiento.

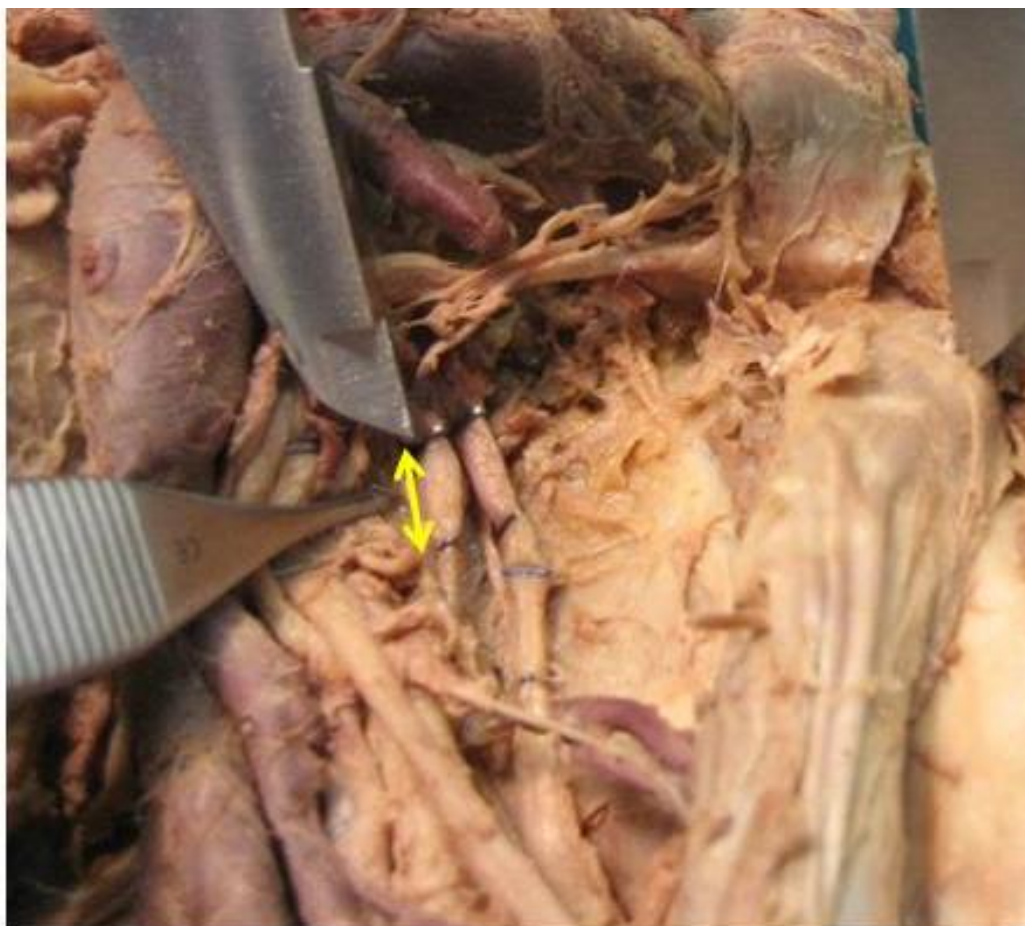


Imagen 64. Alargamiento del nervio radial. La flecha indica el alargamiento que se produce entre los dos puntos medidos dentro del nervio radial.

Alargamiento (OrBr)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	1,72±1,59	1,69±1,59	1,76±1,77
Percentil 50 (mm)	1,7	1,7	1,56
% Alargamiento	17	17	15,55
U Mann Withney		0,936	

Tabla 37. Alargamiento del nervio radial. Diferencia entre la distancia dentro del nervio radial (Or-Br) tras colocar la prótesis.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el alargamiento del nervio radial según el tipo de prótesis utilizada.

5.1.3 Elementos vasculares

5.1.3.1 Arteria axilar

Se marcan dos puntos en la arteria axilar, en su segunda porción (bajo pectoral menor). Considerándose el punto Ox (Origen) tras la salida del tronco toracoacromial y Bx 10mm distales a Ox.

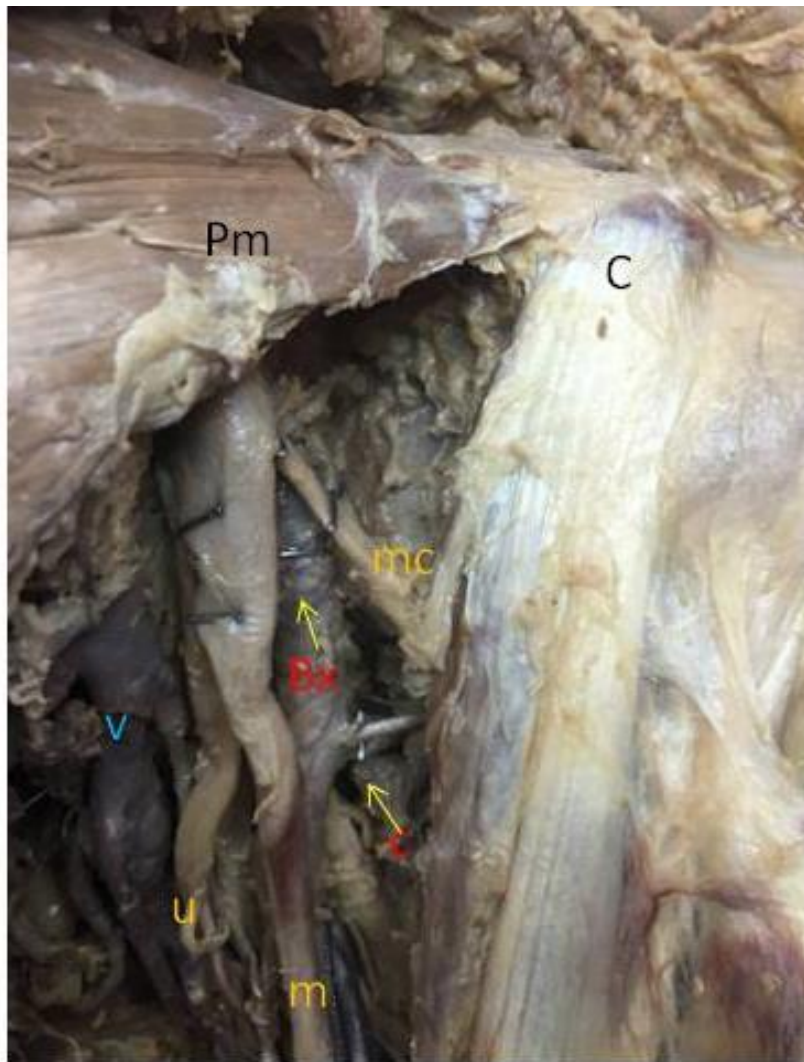


Imagen 65. Plexo braquial y estructuras vasculares. C: coracoides, Pm: pectoral menor, mc: nervio musculocutáneo, Ox: punto O de la arteria axilar, Bx: punto B de la arteria axilar, Oc: origen de la arteria circunfleja humeral posterior, m: nervio mediano, u: nervio ulnar, v: vena axilar.

Arteria Axilar (x) Punto O	Coracoides- Origen Pre	Coracoides- Origen Post	Diferencia Coracoides- Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	45,42±7,84	48,63±8,18	3,21±3,5 (0,99-5,44)	P=0,012	-
SMR	46,29±7,43	50,15±6,54	3,86±1,97 (1,79-5,93)	P=0,028	P=0,337
Delta Xtend	44,56±8,84	47,12±9,94	2,56±4,7 (-2,37-7,49)	P=0,249	

Tabla 38. Arteria axilar en punto O. Distancias entre el punto O de la arteria axilar y la coracoides.

Arteria Axilar (x) Punto B	Coracoides- Punto B Pre	Coracoides- Punto B Post	Diferencia Coracoides- Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	48,78±8,56	52,76±8,02	3,98±3,21 (1,94-6,02)	P=002	-
SMR	49,38±8,96	54,34±7,5	4,96±3,79 (0,99-8,94)	P=0,028	P=0,262
Delta Xtend	48,18±8,84	51,17±8,90	2,99±2,44 (0,43-5,56)	P=0,028	

Tabla 39. Arteria axilar en punto B. Distancias entre el punto B de la arteria axilar y la coracoides.

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distancias de la arteria axilar a la coracoides al colocar la prótesis. Sin embargo, no se aprecian diferencias estadísticamente significativas, entre el cambio de posición de la arteria axilar respecto a la coracoides, según el modelo de prótesis implantado.

Se mide la diferencia entre los dos puntos Ox-Bx para valorar el alargamiento INTRA-vascular.

Alargamiento (OxBx)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	2,36±1,38	2,16±1,19	2,56±1,64
Percentil 50 (mm)	2,48	2,59	2,4
% Alargamiento	24,75	25,9	23,95
U Mann Withney		1	

Tabla 40. Alargamiento de la arteria axilar. Diferencia entre la distancia del punto Ox-Bx antes y después de colocar la prótesis.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los dos modelos protésicos, en cuanto al alargamiento que se produce en la arteria axilar en el segmento medido.

5.1.3.2 Arteria circunfleja humeral posterior

Se marcan dos referencias en la arteria: el punto de origen (Oc) y 10mm distal (Bc). Se miden dichos puntos con respecto a la coracoides, para valorar la variación de posición de esta estructura. Además, se mide la variación de distancia entre Oc-Bc, para valorar el alargamiento de la estructura.

El desplazamiento que sufre la arteria tras colocar la prótesis es estadísticamente significativo a nivel distal, pero no en origen. No se encuentran diferencias estadísticamente significativas para el valor del cambio de posición de la arteria según la prótesis usada. Cabe destacar, que la variación de esta estructura es pequeña, inclusive disminuye la distancia entre los dos puntos de referencia en muchos casos.

Arteria Circunfleja humeral posterior (c) Origen	Coracoides-Origen Pre	Coracoides-Origen Post	Diferencia Coracoides-Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	63,46±6,73	65,58±11,29	2,12±9,15 (-4,03-8,27)	P=0,075	-
SMR	61,7±4,89	61,5±13,32	-0,2±13,18 (-16,56-16,16)	P=0,5	P=0,85500
Delta Xtend	64,94±8,11	68,99±9,1	4,05±4,34 (-0,5-8,6)	P=0,075	

Tabla 41. Arteria circunfleja humeral posterior origen. Valores de las distancias entre el origen de la arteria y la coracoides.

Arteria Circunfleja humeral posterior (c) Punto B	Coracoides-Punto B Pre	Coracoides-Punto B Post	Diferencia Coracoides-Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	63,29±5,59	70,07±4,47	6,78±3,36 (4,52-9,04)	P=0,003	-
SMR	61,24±3,92	68,46±4,76	7,22±2,72 (3,85-10,6)	P=0,043	P=0,36100
Delta Xtend	65,01±6,52	71,41±4,14	6,4±4,04 (2,17-10,65)	P=0,028	

Tabla 42. Arteria circunfleja humeral posterior punto B. Valores de las distancias entre el punto B de la arteria y la coracoides.

Alargamiento (OcBc)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	0,26±1,16	0,49±1,03	0,07±1,31
Percentil 50 (mm)	0	0	0,05
% Alargamiento	0	0	0,5
U Mann Withney		0,854	

Tabla 43. Alargamiento de la arteria circunfleja humeral posterior.

Tras colocar la prótesis en algunos casos, se aprecia un alargamiento muy pequeño o incluso disminución de la distancia dentro de la arteria. La media de diferencias es 0 para el total. No se encuentran diferencias estadísticamente significativas para los valores del alargamiento de la arteria, según el modelo de prótesis empleado.

5.1.3.3 Arteria circunfleja humeral anterior

Los datos que a continuación se recogen con respecto a esta estructura son pocos, ya que en hasta 7 hombros no se ha podido recoger este dato por estar dañada esta estructura. Las referencias tomadas son: el origen de la arteria (Oca) y 10mm distales (Bca). Se miden estos puntos con respecto a la coracoides y la variación que se produce entre ellos.

Arteria Circunfleja humeral anterior (ca) Origen	Coracoides-Origen Pre	Coracoides-Origen Post	Diferencia Coracoides-Origen	P intragrupo	P intergrupo
Total	58,1±5,38	61,59±3,31	3,52±2,07 (1,3-6,43)	P=0,068	-
SMR	54,67±2,23	60,38±1,56	5,71±0,66 (-0,26-11,68)	P=0,1	P=0,083
Delta Xtend	59,72±5,18	62,36±3,59	2,63±1,63 (-1,40-6,67)	P=0,109	

Tabla 44. Arteria circunfleja humeral anterior en origen. Valores para la distancia entre el origen de la arteria y la coracoides.

Arteria Circunfleja humeral anterior (ca) Punto B	Coracoides-Punto B Pre	Coracoides-Punto B Post	Diferencia Coracoides-Punto B	P intragrupo	P intergrupo
Total	56,72±4,34	62,49±3,46	5,77±2,09 (2,79-7,97)	P=0,068	-
SMR	50,78±0,03	56±1,92	5,22±1,95 (-12,31-22,76)	P=0,1	P=1
Delta Xtend	58,71±2,14	64,19±0,71	5,49±2,60 (-0,97-11,95)	P=0,109	

Tabla 45. Arteria circunfleja humeral anterior punto B. Valores para la distancia entre el punto B de la arteria y la coracoides.

Alargamiento (OcaBca)	Total	SMR	Delta Xtend
Media (mm)	-0,59±0,27	-0,55±0,19	-0,62±0,36
Percentil 50 (mm)	-0,47	-0,55	-0,47
% Alargamiento	-4,7	-5,45	-0,47
U Mann Withney		1	

Tabla 46. Alargamiento de la arteria circunfleja humeral posterior.

El desplazamiento que sufre esta arteria tras colocar la prótesis no es estadísticamente significativo para ninguno de los dos puntos de referencia. Estos resultados se encuentran para ambos modelos protésicos.

Aunque son elevadas las pérdidas para este valor, la tendencia que se muestra en ambos modelos de prótesis, es que la distancia entre los dos puntos en la arteria tiende a disminuir.

5.1.3.4 Resumen de los resultados de las estructuras vasculo-nerviosas

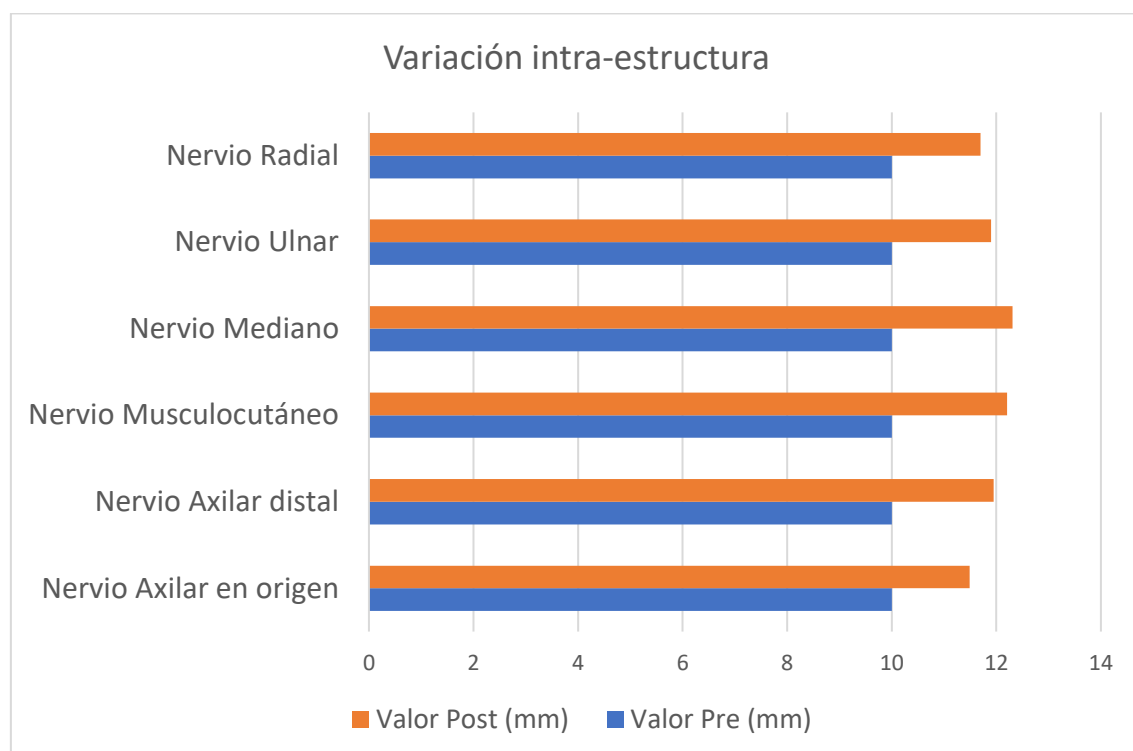


Figura 9. Alargamiento de los nervios del plexo braquial.

Resumen de los valores del alargamiento del plexo braquial. La variación de longitud, (alargamiento) de los ramos terminales del plexo braquial a este nivel, es bastante similar para todos los ramos terminales (entorno a 2mm).

Alargamiento intraestructura	Distancia (mm)	Alargamiento %
Axilar	1,2	11,95
Axilar origen	1,49	14,9
Musculocutáneo	2,21	22,05
Mediano	2,31	23,1
Ulnar	1,9	19
Radial	1,7	17
Arteria Axilar	2,48	24,75
A. Circunfleja P	0	0
A. Circunfleja A	-0,47	-4,7

Tabla 47. Resumen de los valores del alargamiento de las estructuras vasculonerviosas.

Si ordenamos de mayor a menor las estructuras que más se alargan tendremos:

mediano > musculocutáneo > ulnar > axilar origen > radial > axilar

Si analizamos el alargamiento de cada nervio en función de cada modelo empleado, encontraremos las siguientes gráficas. Cabe recordar, que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para estos valores según el modelo protésico.

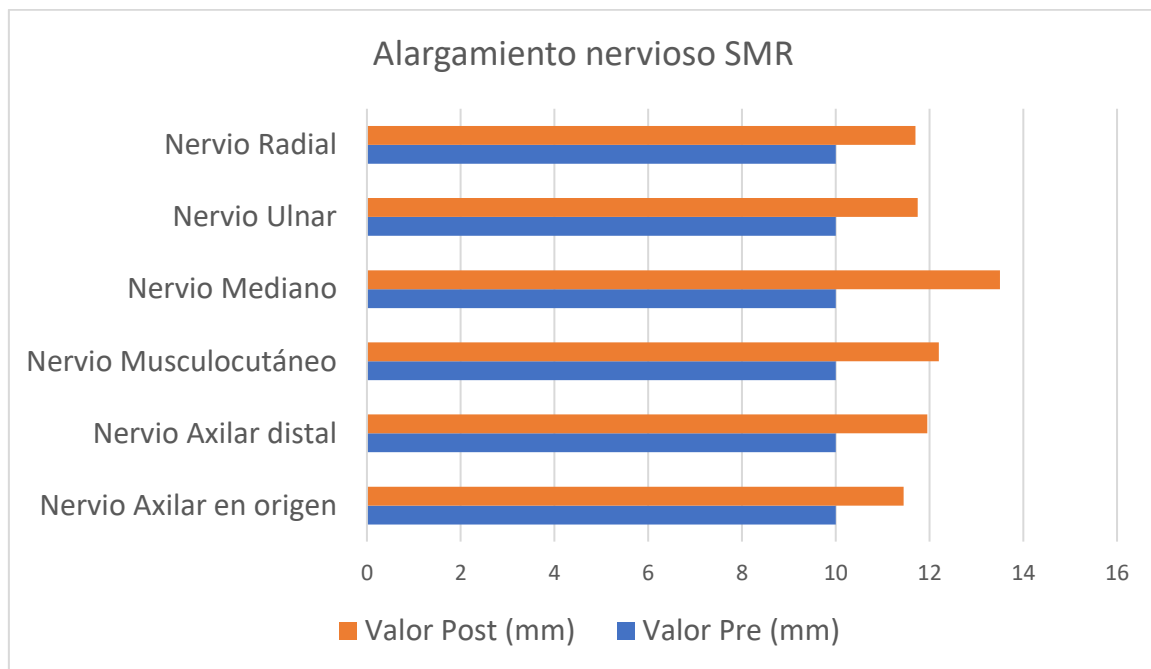


Figura 10. Resumen del alargamiento de los nervios del plexo braquial en el modelo de prótesis SMR.

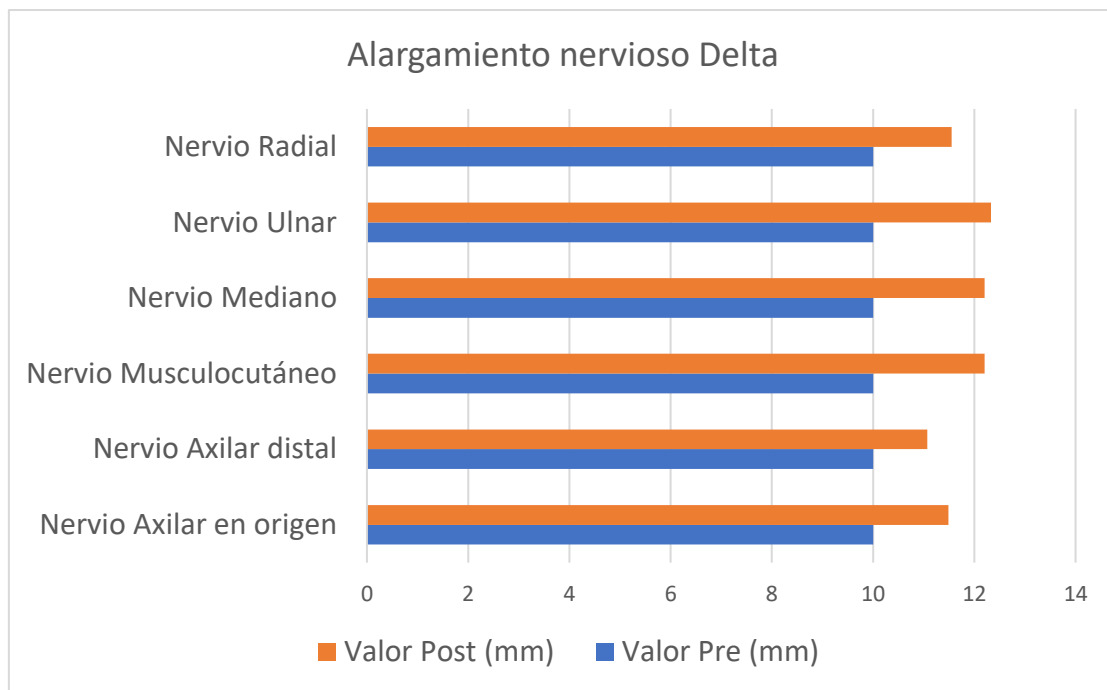


Figura 11. Resumen del alargamiento de los nervios del plexo braquial en el modelo de prótesis Delta Xtend.

Si valoramos el desplazamiento global que sufren las estructuras vasculo-nerviosas respecto a la coracoides, podemos encontrar el siguiente gráfico.

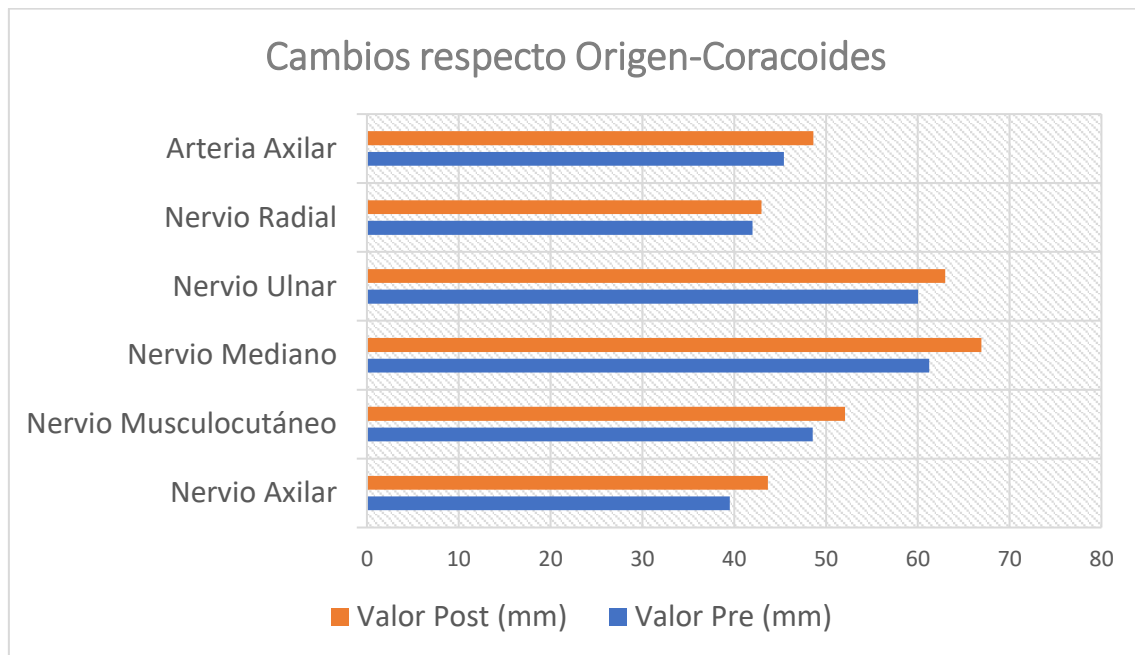


Figura 12. Resumen de las distancias entre el origen de las estructuras vasculonerviosas y la coracoides.

Valores pre y post-implantación de la prótesis de la distancia entre el origen de los nervios y la coracoides, es decir, el desplazamiento que sufren las estructuras tras colocar la prótesis. Todas las estructuras se comportan de manera bastante similar en cuanto al desplazamiento producido.

5.1.4 Nervio supraescapular y relación con tornillos de la metaglena

5.1.4.1 Prótesis Delta Xtend®

El tamaño medio empleado para el tornillo superior es de 37,63mm (24-48mm). En tres casos (27,27%) el tornillo perforó la segunda cortical, encontrándose la punta del tornillo en la fosa supraespinosa, dos de ellos se encontraban a una distancia de 1,95 y 6 mm, y en el tercer caso estaba en contacto con el nervio supraescapular, siendo este tornillo de una longitud de 42mm. En los 8 casos restantes no se identificó el tornillo fuera del hueso. Los resultados se resumen en la siguiente tabla.

	Delta Xtend
	Longitud Tornillo
Superior	37,63 (24-48) mm
Inferior	31,63 (24-42) mm
Anterior	21,27 (18-30) mm
Posterior	23,1 (18-24) mm

Tabla 48. Tornillos de la metaglena protésica para la prótesis Delta Xtend.

Para el tornillo inferior el tamaño medio fue de 31,63mm (24-42mm), se encontró fuera en 2 de los 11 hombros (18,18%). Uno de ellos se trataba de los primeros casos, en el que la metaglena se encuentra colocada ligeramente superior al borde de la glena, por lo que el tornillo inferior sobresale y se encuentra a 6mm del nervio supraescapular. El segundo caso se debe a una alteración morfológica de la escápula y hace que la punta del tornillo se quede a 2mm del paquete vasculonervioso supraescapular, como se aprecia en la siguiente imagen.

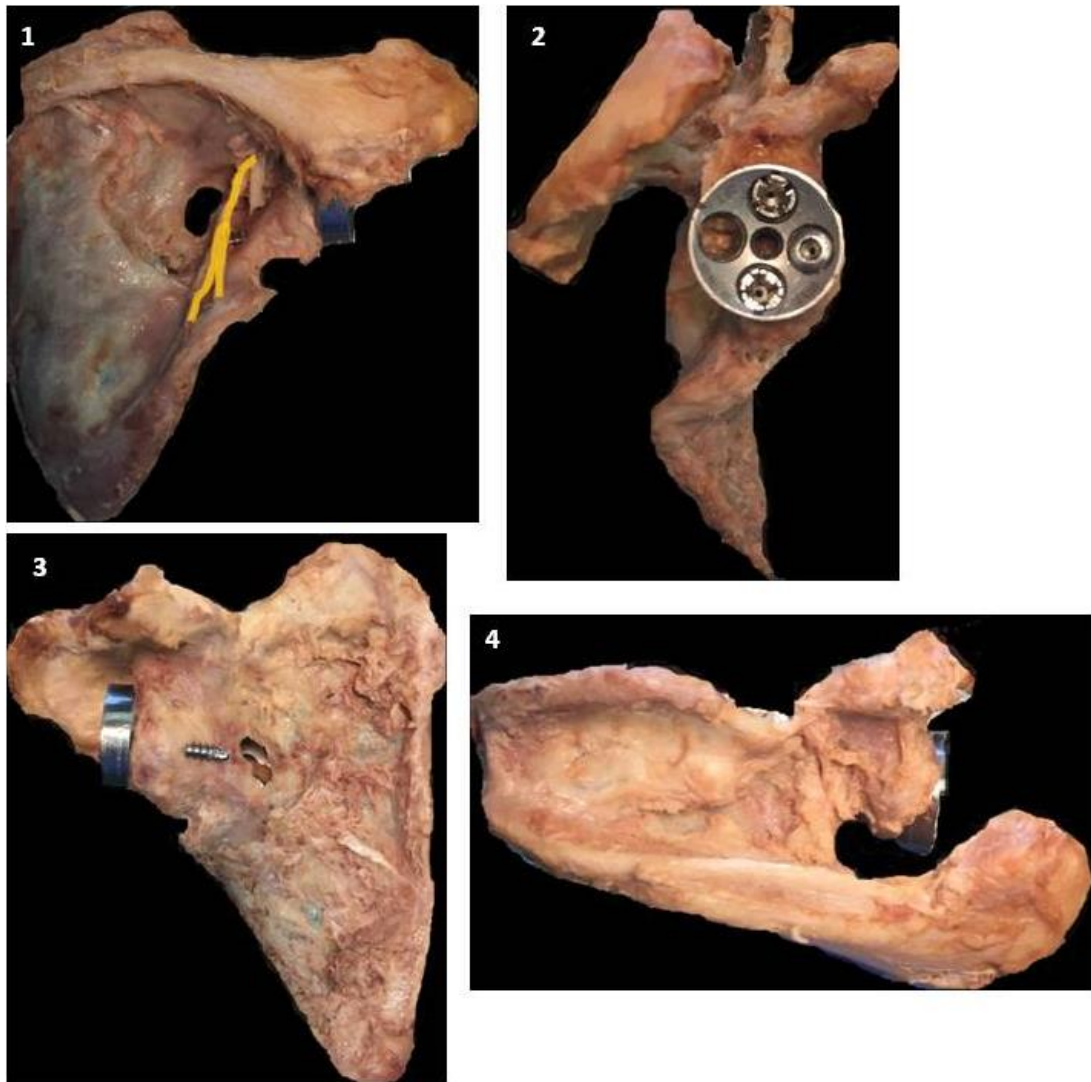


Imagen 66. Metaglena protésica Delta Xtend y sus tornillos. Esta imagen presenta una variante anatómica de la escápula. 1. Visión posterior, en amarillo marcado el trayecto del nervio supraescapular y su relación con el tronillo inferior. 2. Visión lateral, nótese que el tornillo posterior no se coloca debido a la falta de reserva ósea. 3. Visión anterior, protrusión del tornillo anterior. 4. Visión superior.

El tornillo anterior tiene una media de longitud de 21,27mm (18-30mm), la segunda cortical de la escápula se encuentra perforada en 4 casos (36,36%), en todos ellos la punta del tornillo se encuentra enterrada en el vientre muscular del subescapular.

El tornillo posterior presenta una longitud media de 23,1mm (18-24mm) y se encuentra fuera de la segunda cortical escapular en 4 ocasiones (36,36%). La distancia de la punta de los tornillos al nervio supraescapular es de 1,8mm, 2mm, y 6mm (en dos ocasiones). En el caso de la imagen 66, no se coloca dicho tornillo por falta de reserva ósea encontrada durante la medición tras el brocado.

5.1.4.2 Prótesis SMR®

En este modelo de prótesis invertida, la metaglena está fijada al hueso mediante un tetón central (al igual que Delta Xtend®) y dos tornillos (superior e inferior) en lugar de cuatro. Los resultados se resumen en la siguiente tabla.

	SMR
	Longitud Tornillo
Superior	33,57 (25-40) mm
Inferior	30 (25-35) mm

Tabla 49. Longitud media de los tornillos empleados en la prótesis SMR.

La media de longitud del tornillo superior fue de 33,57mm (25-40mm), no se perforó la segunda cortical en ninguno de los casos.

El tornillo inferior tiene una longitud media de 30mm (25-35mm), solo en uno de los casos se perforó la segunda cortical, encontrándose la punta del tornillo en la fosa infra espinosa, a 5mm del nervio supraescapular.

5.1.5 Fiabilidad

La media del índice de correlación interclase (ICC) para el mismo observador es 0,97, siendo la mediana del valor 0,35mm (0,28-1,01)

El ICC para diferentes observadores es de 0,87, siendo la mediana de las diferencias entre observadores 1,08mm (0,58-1,69).

Si determinamos el índice de correlación interclase de todas las medidas, es >0,8 (excelente) en la mayoría. Se encuentran dos excepciones: el valor AaCa del nervio axilar (ICC=0,78), que podría estar justificado por el difícil acceso a este punto por su localización anatómica. Y el otro parámetro con gran variabilidad del rango del ICC, es la arteria circunfleja humeral posterior (ICC=0,77), punto también de difícil acceso para la medida, además de ser una estructura más pequeña y móvil que el resto de los componentes del plexo braquial.

V.II RESULTADOS DEL ESTUDIO DE FOTOELASTICIDAD

En total se han realizado trece ensayos de congelación de tensiones:

- El primero con las réplicas de húmero y escápula en resina epoxi sin prótesis.
- Seis ensayos con la prótesis Delta Xtend: tres con un polietileno (PE) de 6 mm de grosor y tres con un grosor de 9 mm.
- Seis ensayos con la prótesis SMR: Tres de ellos con un polietileno (PE) de 3mm de grosor y tres con uno de 6mm.

Los trece ensayos de congelación de tensiones de fotoelasticidad se han realizado en la posición simplificada de equilibrio de 90º de abducción. Este método de ensayo de fotoelasticidad permite analizar la distribución de tensiones que se producen en la superficie del modelo y en el interior de este, para ello se analiza en primera instancia las réplicas completas de los huesos (3D) bajo el polariscopio y posteriormente, se realizan secciones de las réplicas (como se expuso en el apartado de material y métodos) para el análisis de las tensiones internas, análisis 2D.

El presente estudio pretende realizar un análisis cualitativo de la distribución de tensiones, tanto en los modelos completos (3D), como en las secciones de estos (análisis 2D).

5.2.1 Resultados del modelo del hombro sin prótesis

Se ha ensayado un caso de húmero y escápula sin prótesis. Se ha analizado la distribución de las franjas isocromáticas del húmero en 3D, en 2D realizando cortes axiales a unos 35º respecto el eje longitudinal, obteniendo 5 secciones de unos 9mm de grosor cada uno.

5.2.1.1 Húmero sin prótesis

En la visión del húmero completo a nivel proximal: cabeza humeral y metáfisis proximal, apenas se aprecian líneas de tensión en ninguna de las vistas analizadas.

Los puntos de anclaje de los cables que reproducen los músculos concentran mayor distribución de líneas, como se aprecia en la sección media del húmero en la siguiente imagen.

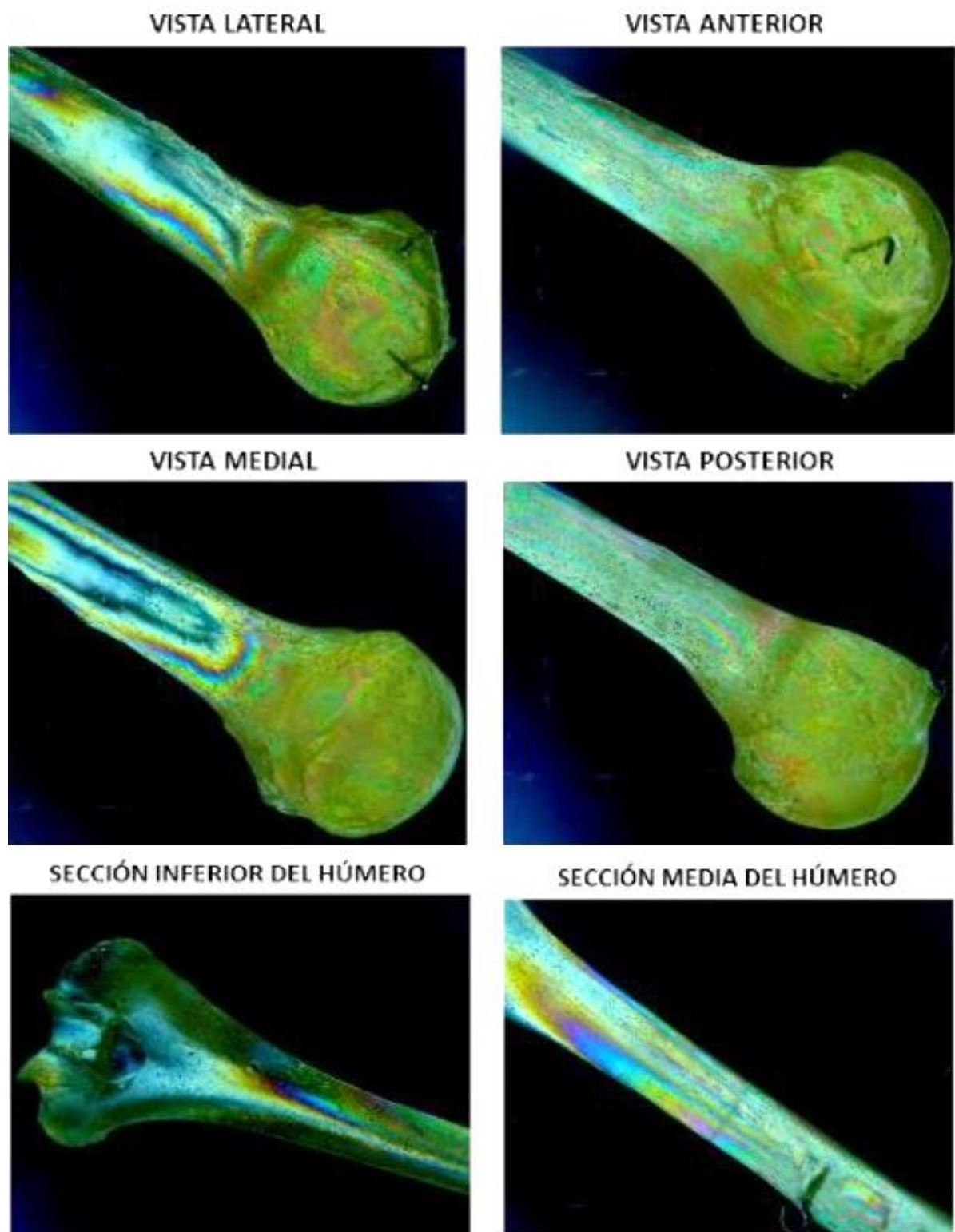


Imagen 67. Fotoelasticidad del húmero completo (3D) sin prótesis.

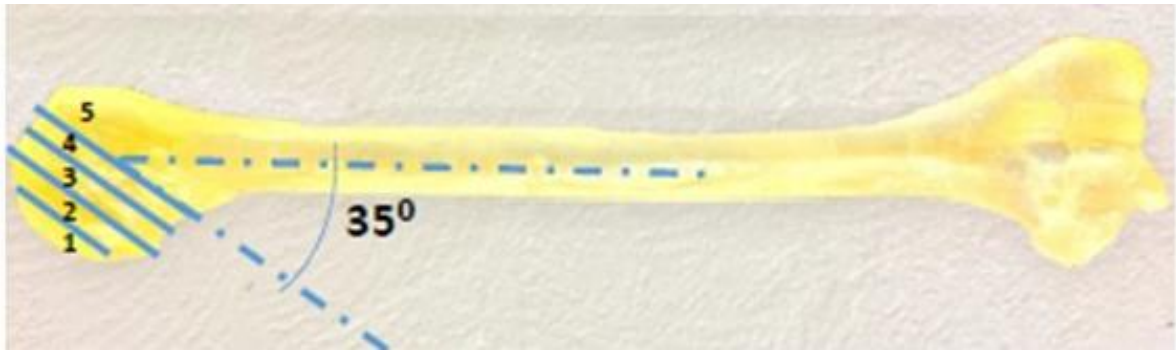


Imagen 68. Esquema de cortes axiales realizados en el húmero para el análisis en 2D.

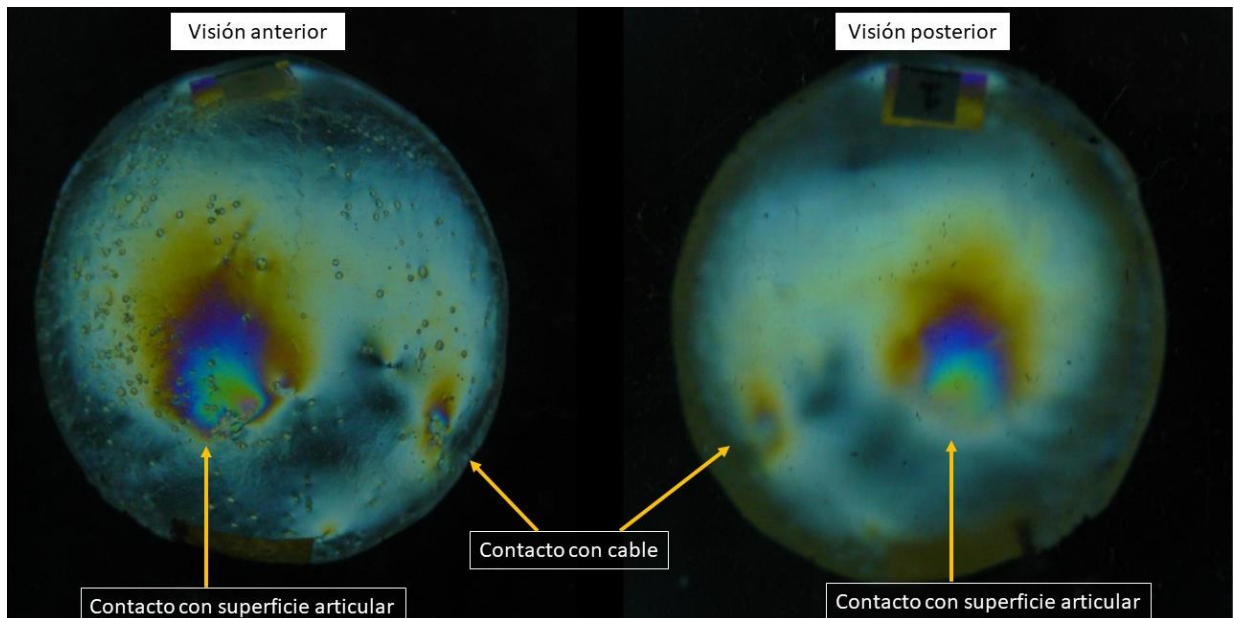


Imagen 69. Fotoelasticidad del húmero sin prótesis en 2D sección 1.

En la primera sección axial del húmero se aprecia una concentración de franjas isocromáticas en el punto de contacto del húmero con la superficie articular de la cavidad glenoidea. Además, se aprecia una pequeña concentración de franjas en la periferia de la sección, que se correlaciona con el contacto del cable que reproduce la acción del músculo subescapular.

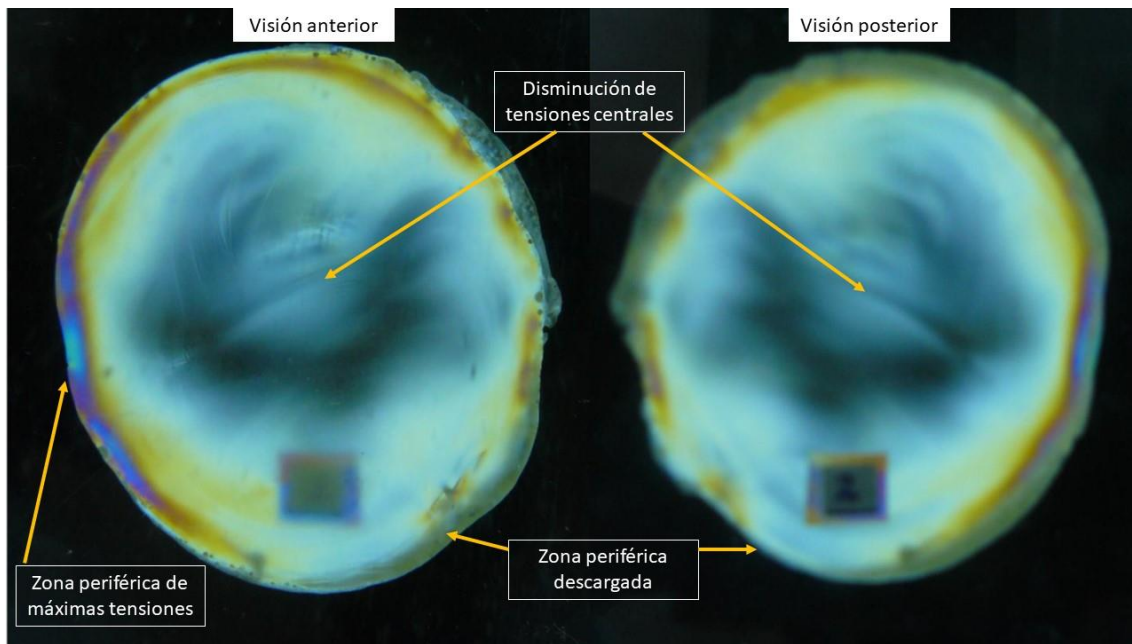


Imagen 70. Fotoelasticidad húmero sin prótesis 2D, sección 2.

En la sección dos, desaparecen las franjas correspondientes al contacto con la cavidad glenoidea. Las tensiones se concentran en la periferia, salvo en una pequeña zona del contorno que se encuentra descargada.

Para determinar el orden de la franja, si se trata de tensiones por fuerzas de tracción o de compresión, se somete a la prueba de la uña. Esta prueba consiste en aplicar una compresión puntual en el contorno, si se trata de una tensión por fuerzas de compresión, el orden de franja disminuye y la isocromática se hunde. Si se tratara de una tensión por fuerzas de tracción, el orden de franja aumentaría y la isocromática se amplificaría.

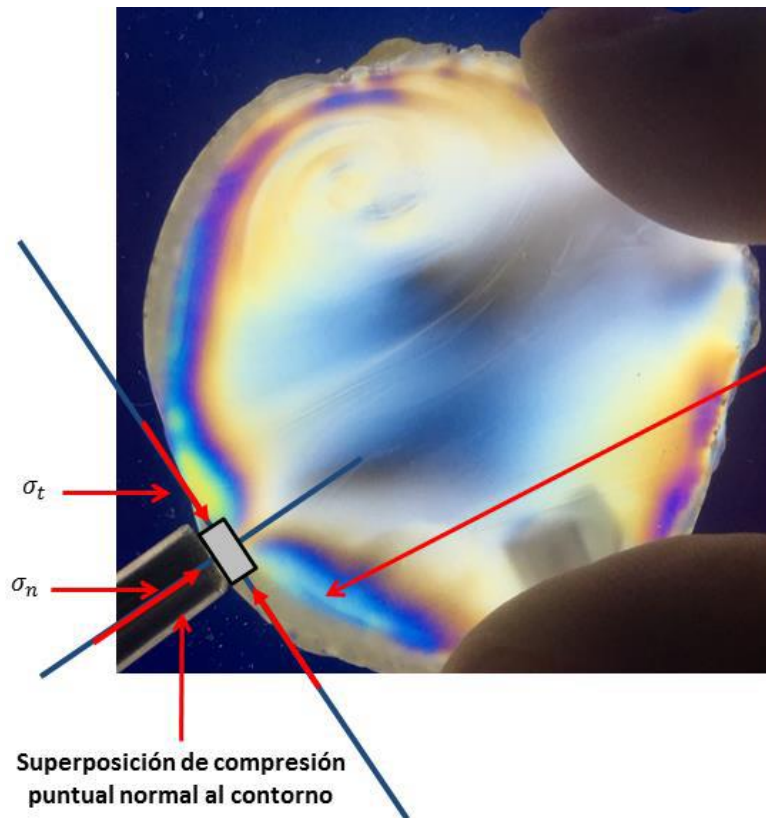


Imagen 71. Test de la uña en la sección 2 del húmero. Se somete a compresión y la isocromática se hunde, el orden de franja disminuye, por lo que se trata de una tensión por fuerzas de compresión.

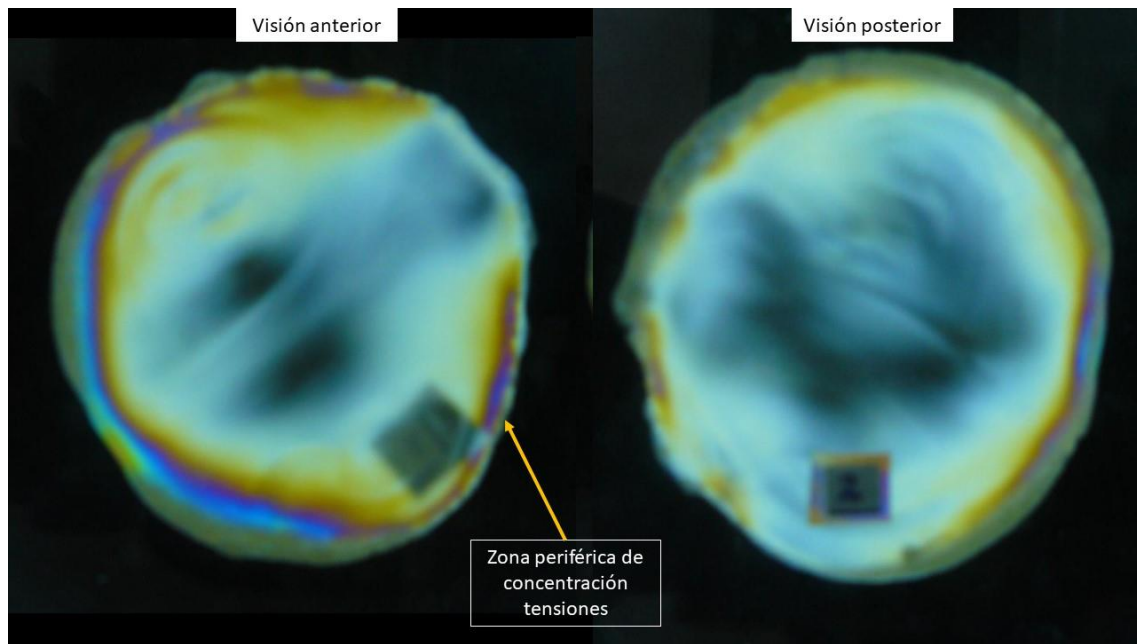


Imagen 72. Fotoelasticidad 2D en la sección 3 del húmero sin prótesis.

En la tercera sección se aprecia la distribución de las tensiones principalmente en el contorno, pero son más irregulares. Se trata de tensiones de compresión. En la zona que en la sección 2 se encontraba descargada, en este corte aparecen tensiones.

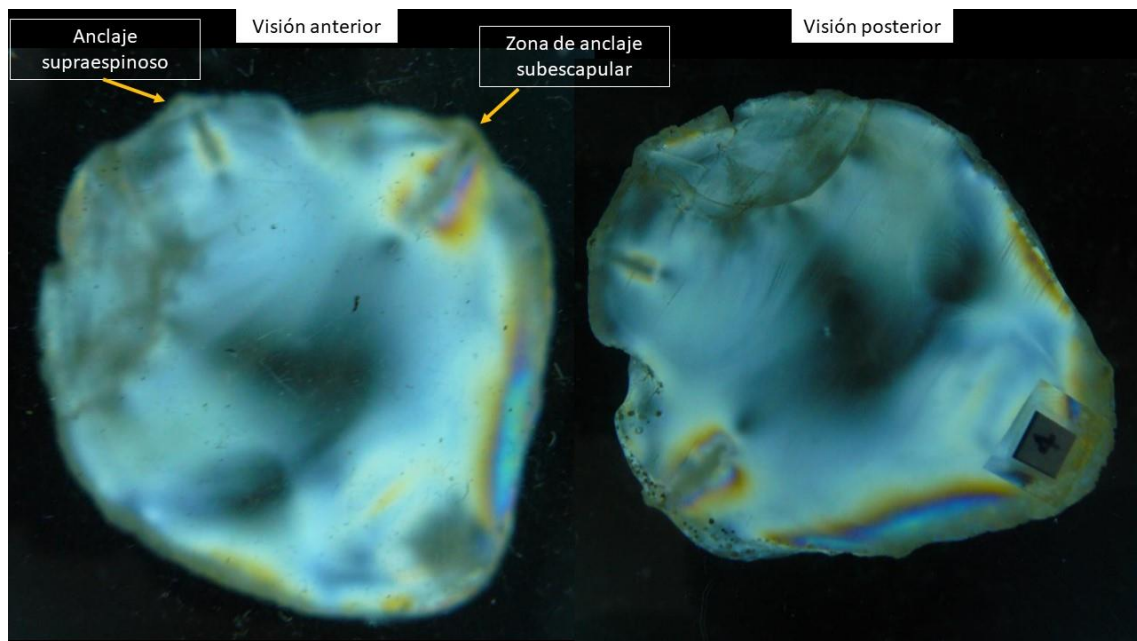


Imagen 73. Fotoelasticidad 2D de la cuarta sección del húmero sin prótesis.

La distribución de las tensiones por fuerzas de compresión en la periferia se atenúa y se concentran las líneas isocromáticas solo en las zonas en las que existe contacto con los cables que representa la acción de los músculos supraespinoso y subescapular.

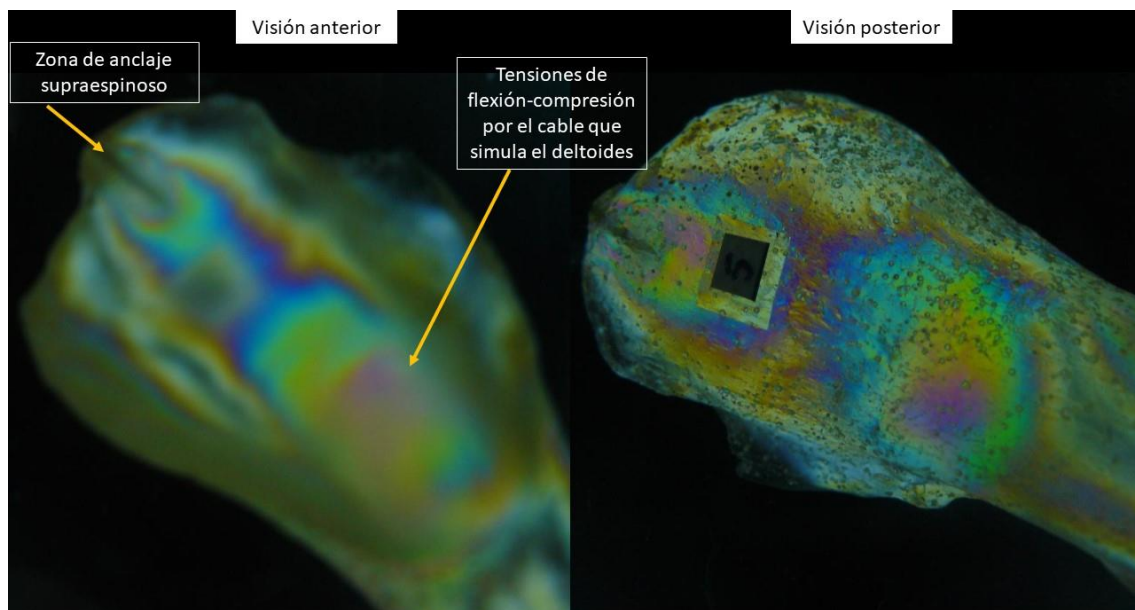


Imagen 74. Análisis 2D de la sección 5 del húmero sin prótesis.

En la quinta sección, se aprecian tensiones del anclaje metálico que corresponde al músculo supraespinoso. También se aprecian tensiones por fuerzas de flexo-compresión por el contacto con el cable que reproduce la acción del deltoides. Además, en la región de la diáfisis se aprecia mayor concentración de franjas.

Para confirmar el signo de las tensiones en la sección cinco, se realiza un ensayo para valorar las tensiones que se producen si se superpone flexión. En este ensayo se aprecia que las fuerzas de tensión del contorno en toda la pieza son de compresión y que la zona que correspondería al canal medular se encuentra descargada.

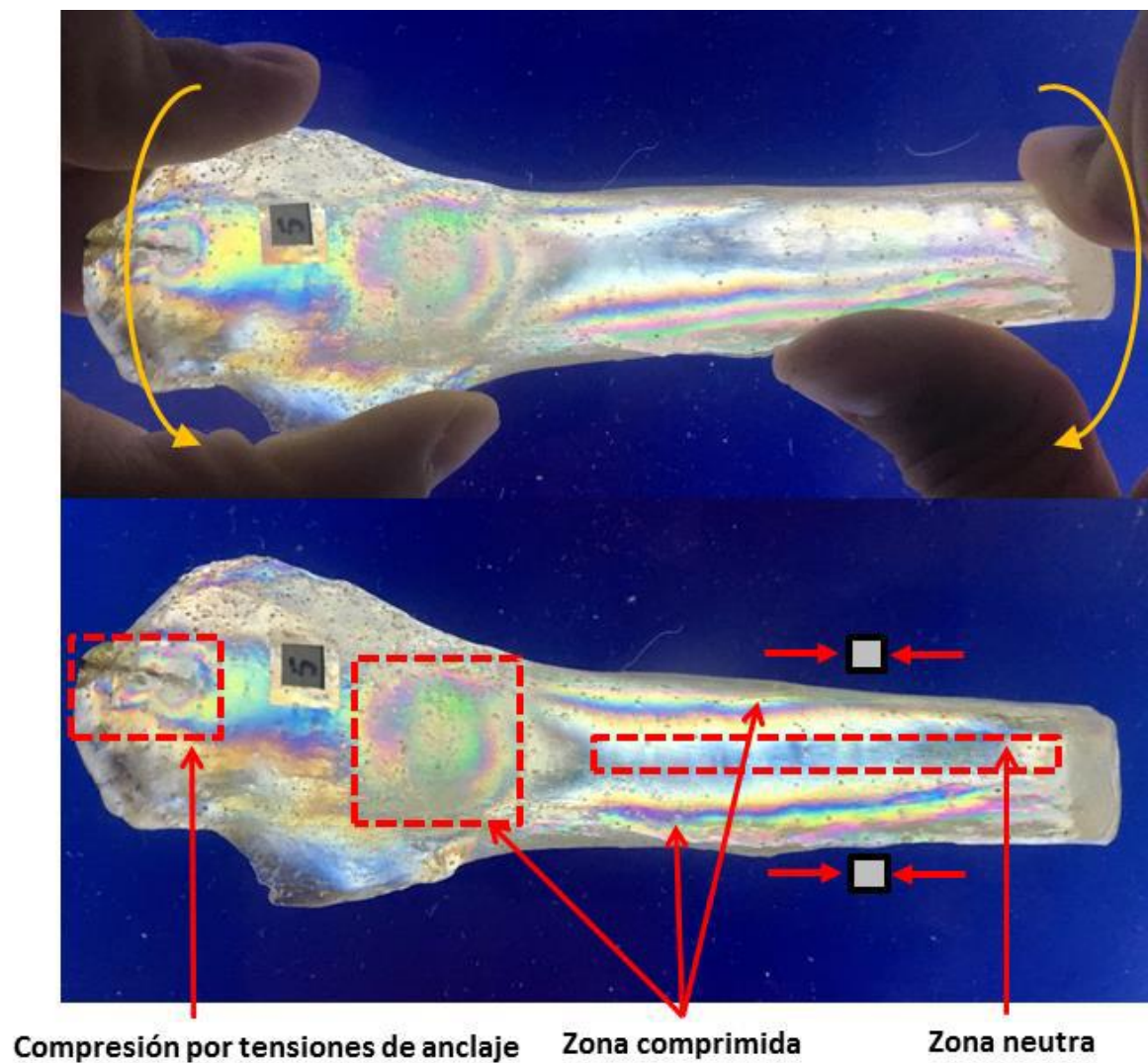


Imagen 75. Análisis de superposición de flexión. Se aprecia que las tensiones de la periferia son por fuerzas de compresión en toda la pieza y que la zona correspondiente al canal medular no tiene tensiones.

5.2.1.2 Escápula sin prótesis

En el análisis de las tensiones en la escápula sin prótesis se pueden apreciar la concentración de líneas isocromáticas en las zonas de anclaje, que simulan las inserciones musculares y en aquellos orificios en el cuerpo, que se han empleado para fijar la escápula a la cámara isoterma. En la cavidad glenoidea se aprecian concentraciones de tensiones por fuerzas de compresión, así como en el acromion y la coracoides, siendo en todos los casos concentraciones de pequeña magnitud, como se aprecia en la siguiente imagen.

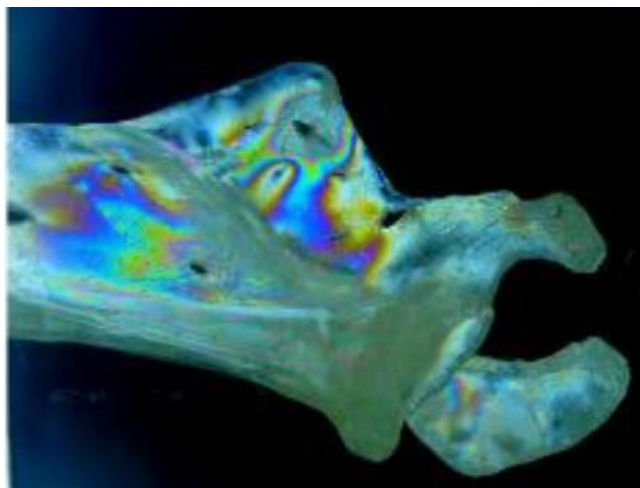
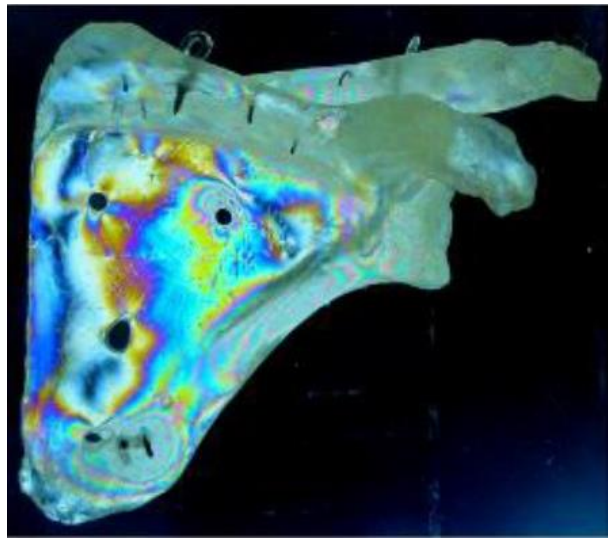


Imagen 76. Fotoelasticidad de la escápula sin prótesis. (Vista desde la cavidad glenoidea, vista anterior y vista inferior, respectivamente).

5.2.2 Resultados del ensayo con prótesis invertida Delta Xtend

5.2.2.1 Componente Humeral

Inserto de polietileno de 6mm

En el análisis 3D del húmero completo con el vástago Delta Xtend y el inserto de 6mm, se puede intuir mayor concentración de tensiones en la zona de la epífisis proximal de la prótesis. Se aprecian grandes concentraciones de franjas en las zonas de anclaje de los cables que simulan los tendones y el centrador del vástago, en la parte distal de éste. En la región de la metáfisis proximal se aprecian pocas tensiones. Aparentemente la distribución de tensiones a lo largo de la diáfisis es uniforme y se va atenuando según se acerca al extremo distal del vástago.

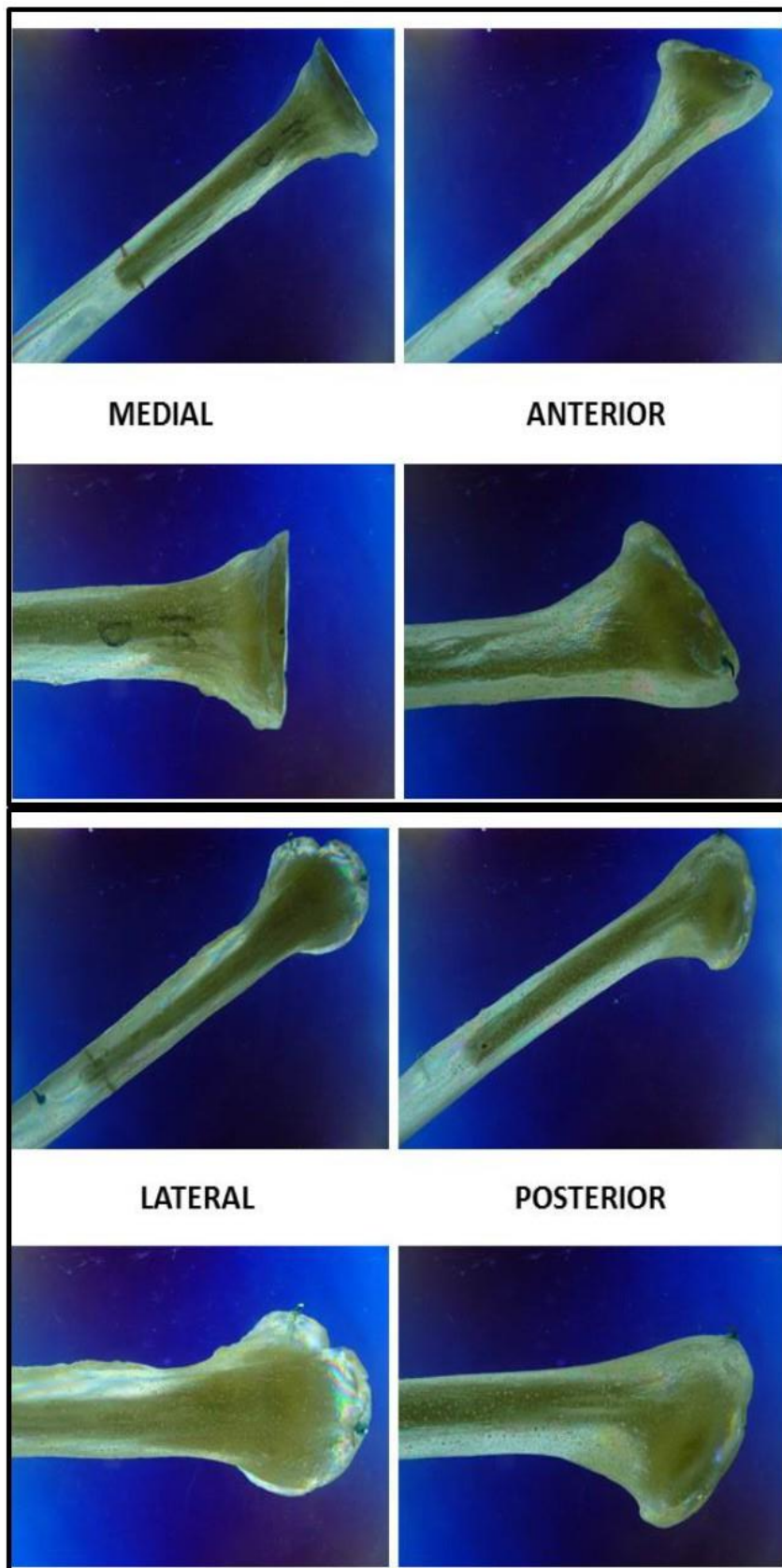


Imagen 77. Fotoelasticidad 3D de húmero con vástago protésico Delta Xtend con inserto 6mm. Visiones anterior, posterior, y medio-lateral.

Para un análisis más en profundidad, el húmero se somete a cortes longitudinales y axiales.

Al analizar las tensiones que se producen en el húmero cuando éste se divide en dos mediante un corte longitudinal, apreciamos una distribución de líneas isocromáticas a lo largo de toda la diáfisis. Para determinar el signo de estas tensiones, se superponen fuerzas de flexión a las muestras y se comprueba que la zona medial del húmero está sometida a tensiones por fuerzas de compresión y la zona lateral a tensiones por fuerzas de tracción. Este ensayo de superposición de flexión, se realiza tanto en la sección anterior del corte longitudinal, como en la sección posterior.

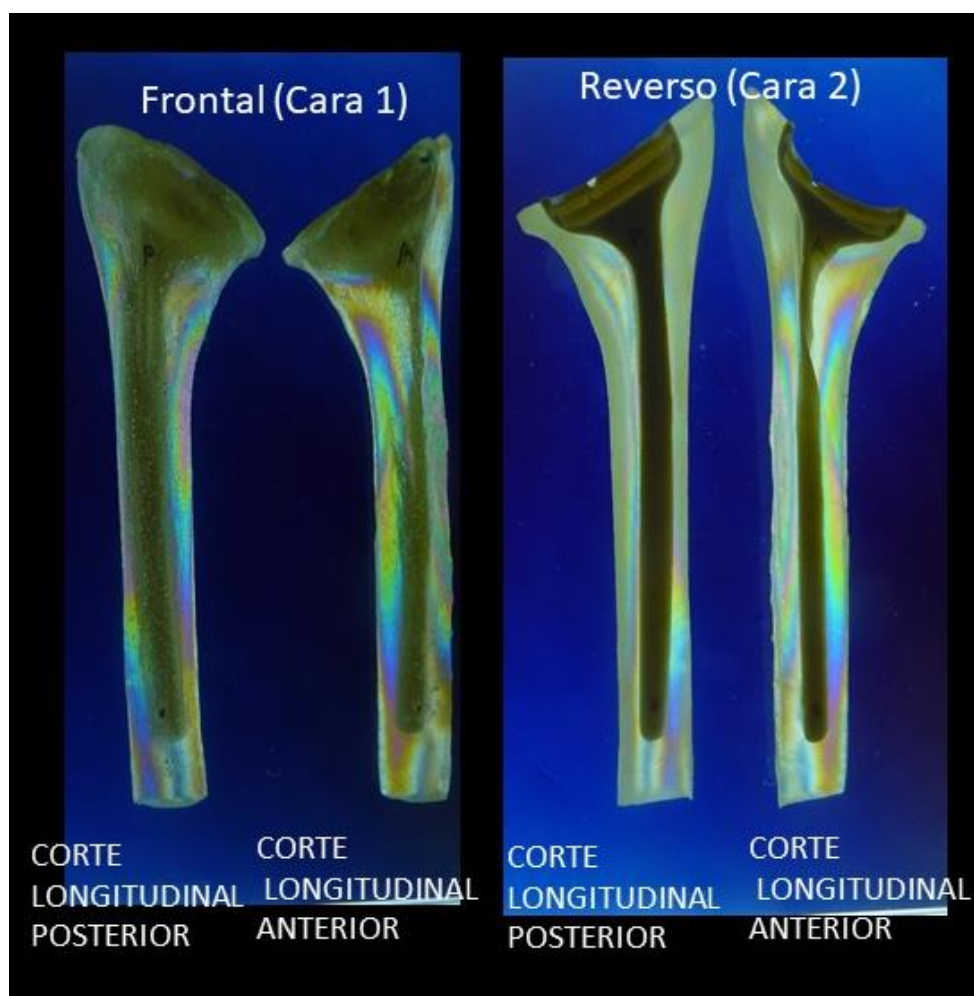
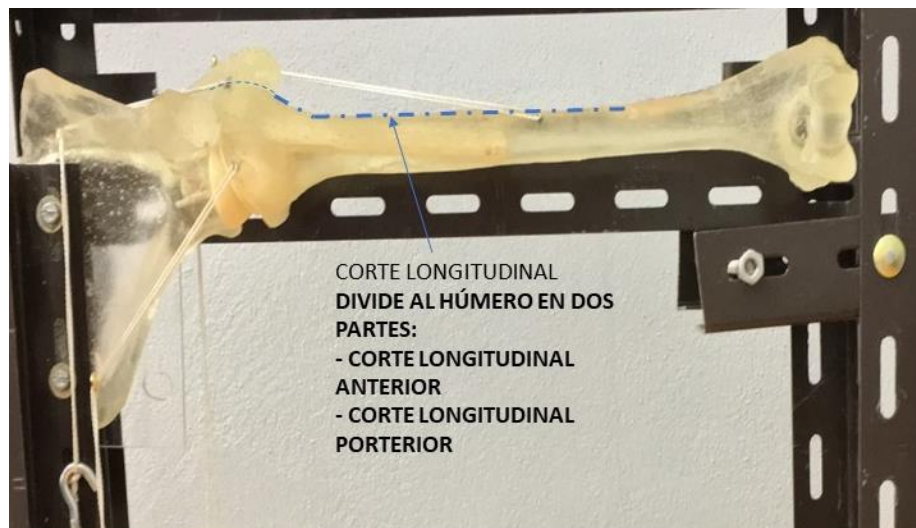


Imagen 78. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend. El húmero se somete a un corte longitudinal que lo divide en parte anterior y posterior y se analiza bajo polariscopio.

COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO
SUPERPONIENDO UNA FLEXIÓN

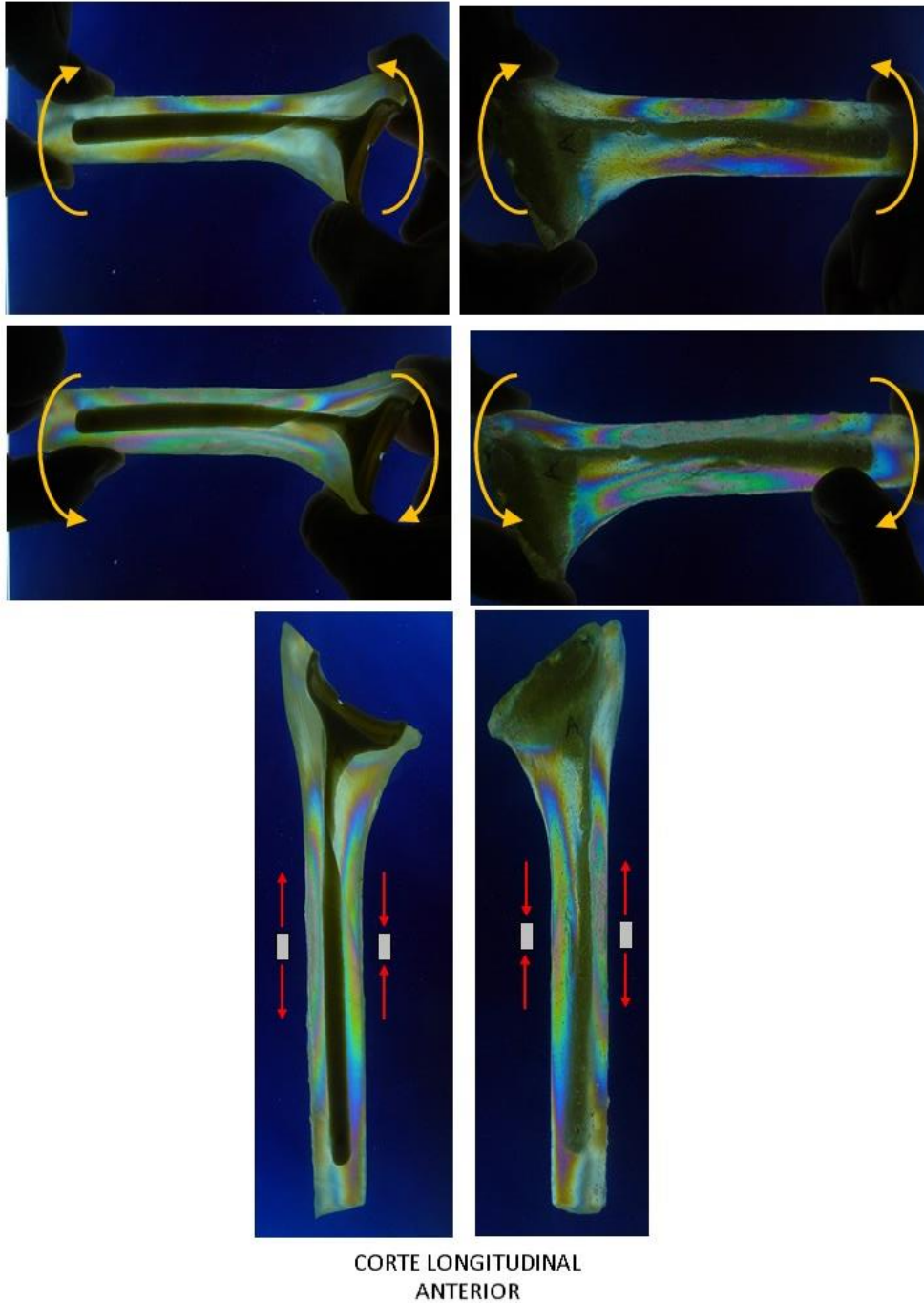
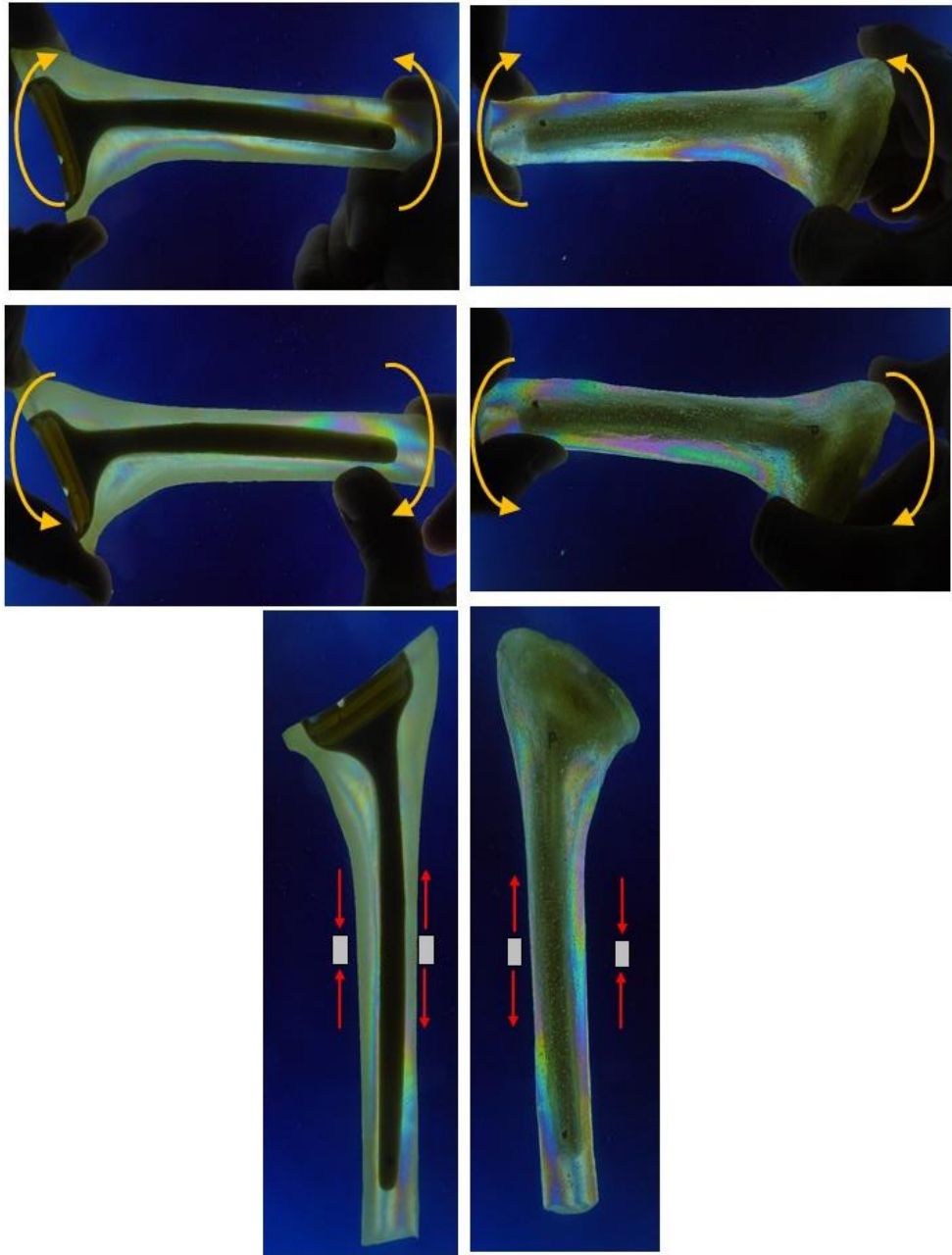


Imagen 79. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend y PE 6mm sometido a ensayo de flexión, para comprobar el sentido de la tensión. Los resultados del ensayo de flexión son los mismos para las dos secciones humerales longitudinales, visión anterior.

COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO
SUPERPONIENDO UNA FLEXIÓN



**CORTE LONGITUDINAL
POSTERIOR**

Imagen 80. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend y PE 6mm sometido a ensayo de flexión, para comprobar el sentido de la tensión. Los resultados del ensayo de flexión son los mismos para las dos secciones humerales longitudinales, visión posterior.

Con los cortes axiales se analiza la distribución de las tensiones a lo largo del húmero, y sirven para conocer la interacción que se produce entre el vástago y la cortical humeral. En total se obtienen 17 cortes axiales de unos 9mm cada uno.

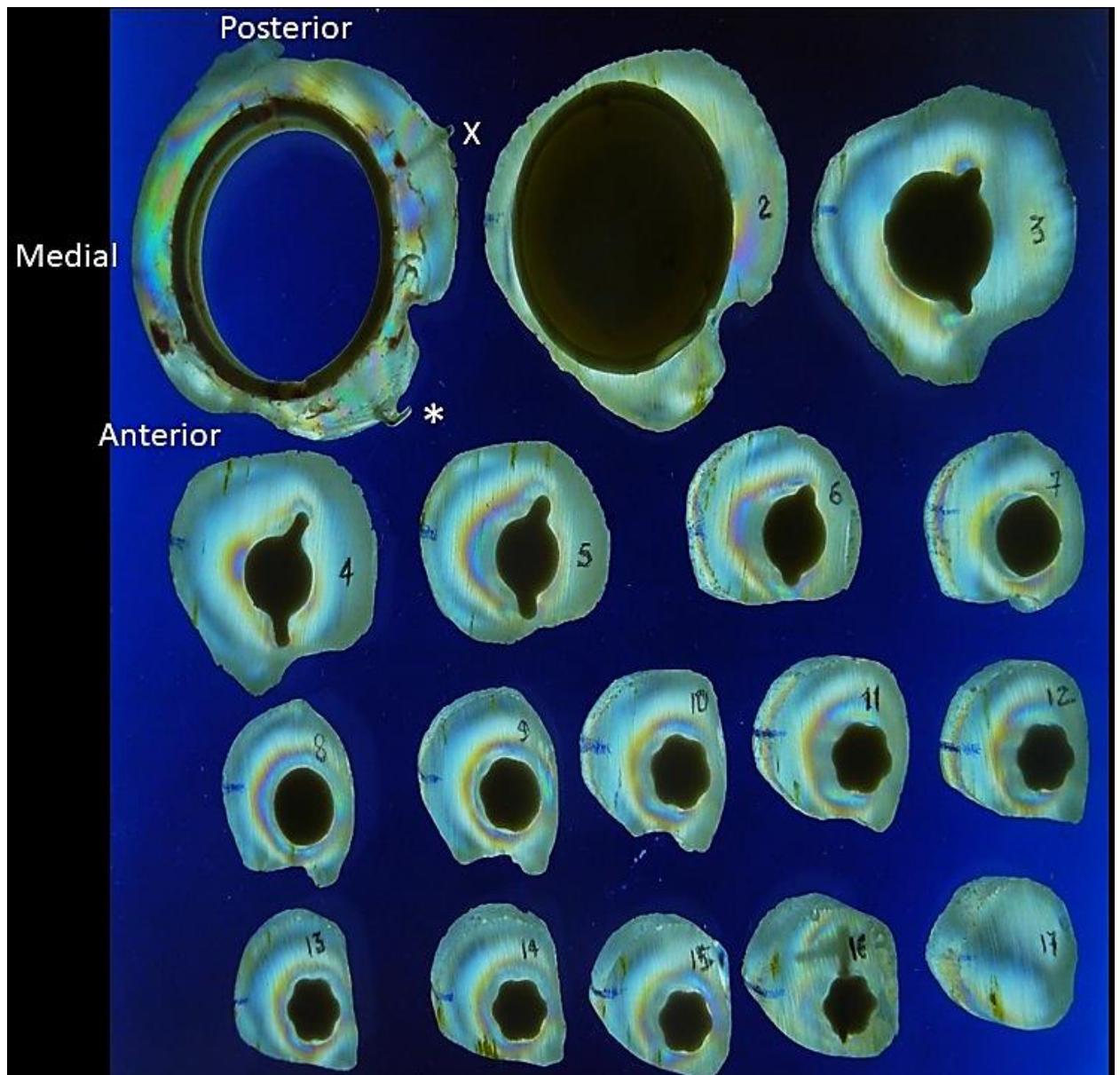


Imagen 81. Fotoelasticidad 2D en cortes axiales de húmero con vástago Delta Xtend

Inserto 6mm. (Anclaje del subescapular. X anclaje del supraespinoso).*

- Corte 1: se aprecian tensiones de contorno irregulares alrededor de la prótesis.
Se aprecian zonas de concentración de tensiones coincidentes con los anclajes del subescapular y supraespinoso.
- Corte 2: brusco descenso de tensiones.
- Cortes 3-6: progresivo aumento de tensiones alrededor de las aletas del vástago protésico. Sin embargo, las zonas próximas a la cortical están descargadas.
- Corte 7: descenso de tensiones al finalizar las aletas del vástago.
- Cortes 8-12: mantenimiento casi constante de las tensiones alrededor del vástago.
- Cortes 13-16: progresivo descenso de las tensiones.
- Corte 17: no se aprecia aumento de las tensiones al acabar el vástago, es decir, no se aprecia “efecto punta”.

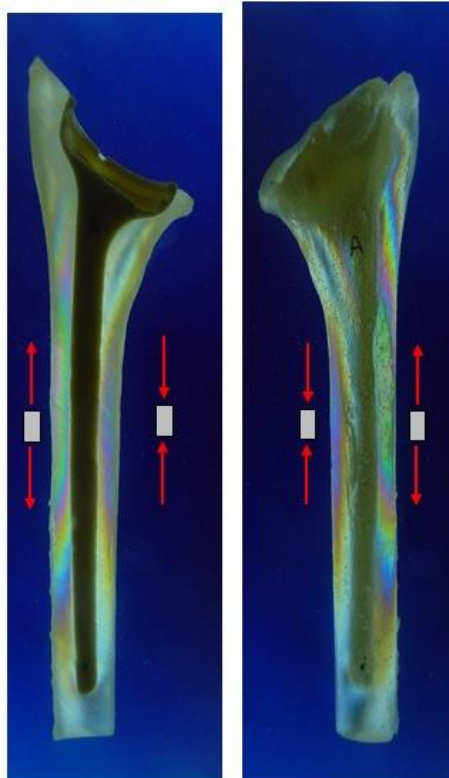
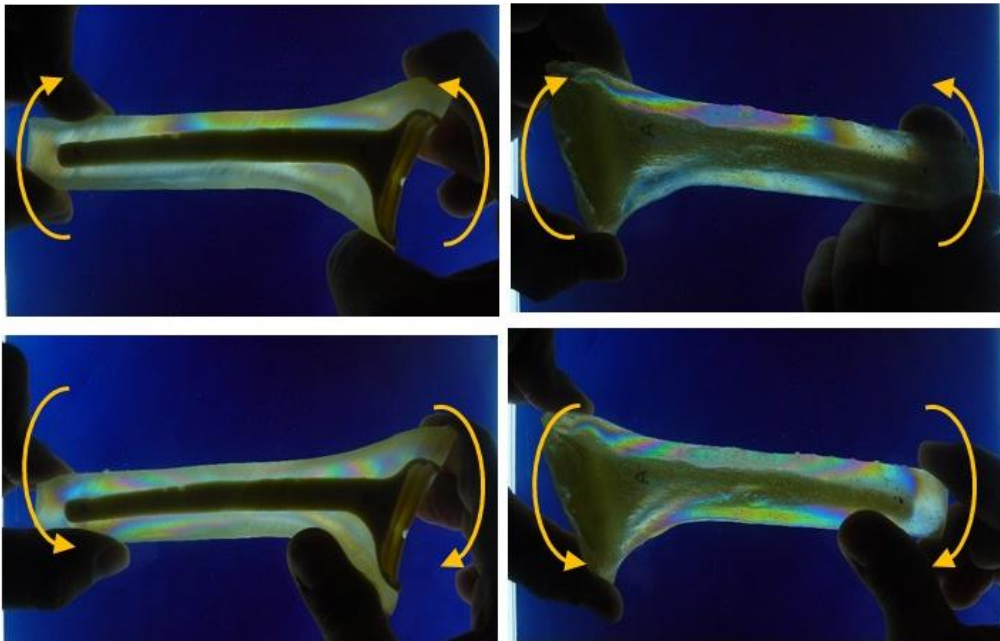
Inserto de polietileno de 9mm

Se realiza el mismo ensayo con este modelo protésico utilizando un inserto de polietileno de mayor grosor: 9mm.

Los ensayos 3D del húmero presentan una distribución similar que con el inserto de menor tamaño. Se analizan también las secciones longitudinales del húmero, comprobando que el signo de las tensiones es igual que con el polietileno de 6mm: tensiones por fuerzas de compresión en la zona medial y tensiones por fuerzas de tracción en la zona lateral.

COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO

SUPERPONIENDO UNA FLEXIÓN



CORTE LONGITUDINAL
ANTERIOR

Imagen 82. Ensayo de flexión sobre la sección longitudinal del húmero con vástago

Delta Xtend e inserto 9mm.

En los cortes axiales del húmero con el polietileno de mayor grosor se aprecia una misma distribución de las franjas isocromáticas, pero éstas son de mayor intensidad.

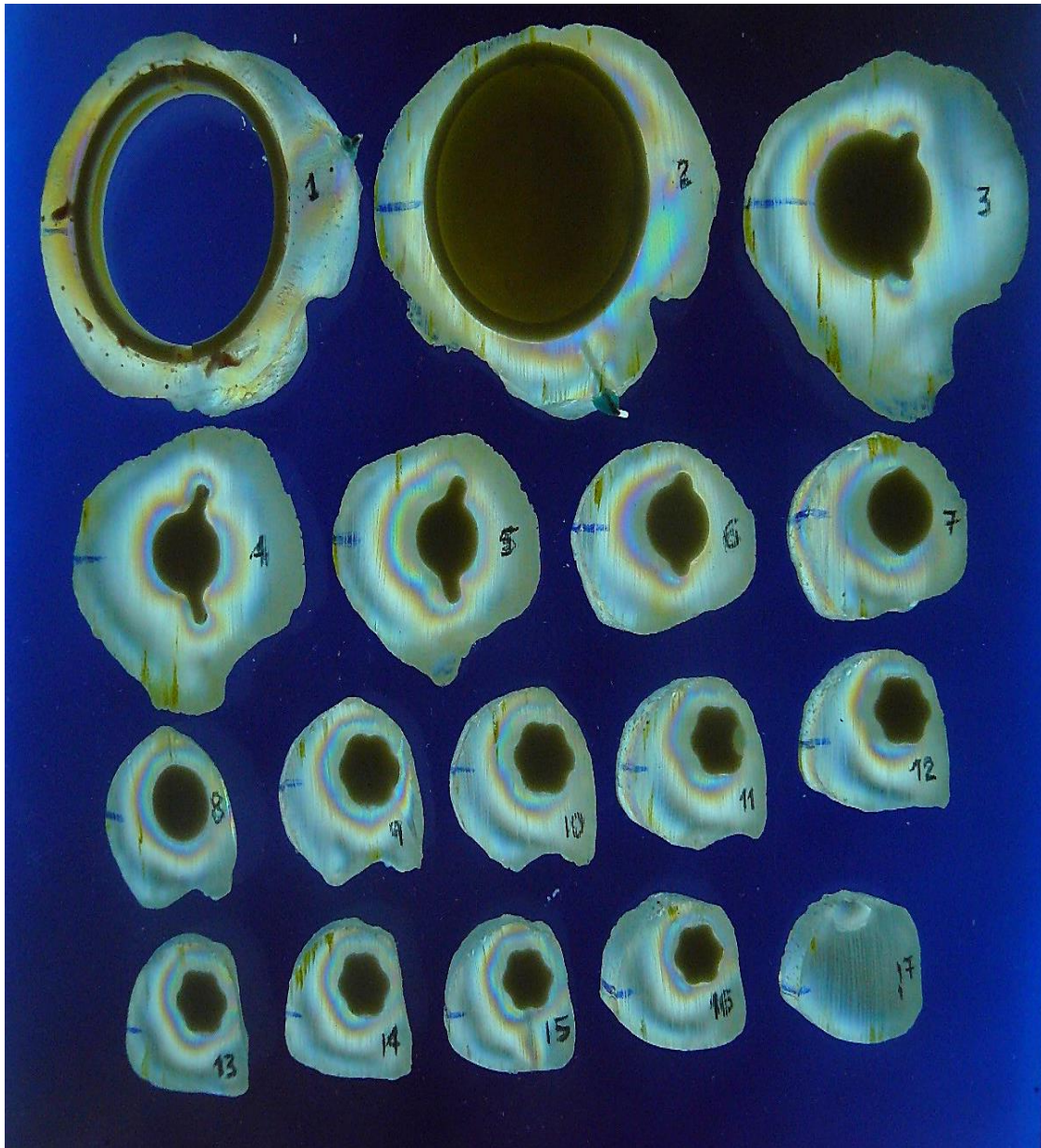


Imagen 83. Fotoelasticidad 2D cortes axiales del húmero con vástago Delta Xtend e inserto 9mm.

La distribución de isocromáticas en los cortes axiales del vástago humeral Delta Xtend con inserto 9mm son similares, pero de mayor intensidad, apreciándose tensiones más altas:

- Corte 1: distribución de tensiones de contorno irregular
- Corte 2: descenso brusco de tensiones.
- Cortes 3-6: aumento de tensiones en las zonas de la aleta del vástago protésico, pero en las zonas cercanas a la cortical están más descargadas.
- Corte 7: descenso brusco de tensiones al finalizar la aleta.
- Cortes 8-13: distribución homogénea de las tensiones alrededor del vástago.
- Cortes 14-16: descenso progresivo de las tensiones, este descenso es más atenuado que en el caso del polietileno de 6mm.
- Corte 17: ausencia de tensiones, no se aprecia efecto punta.

5.2.2.2 Componente escapular

Inserto de polietileno de 6mm

Se analiza la escápula con la metaglena protésica Delta Xtend, que se ancla mediante un tetón central y cuatro tornillos.

Se realiza primero un análisis en 3D, dadas las características de este hueso (más aplanado y fino) el análisis 3D arroja mucha información, que será completada con cortes sagitales en la glena.

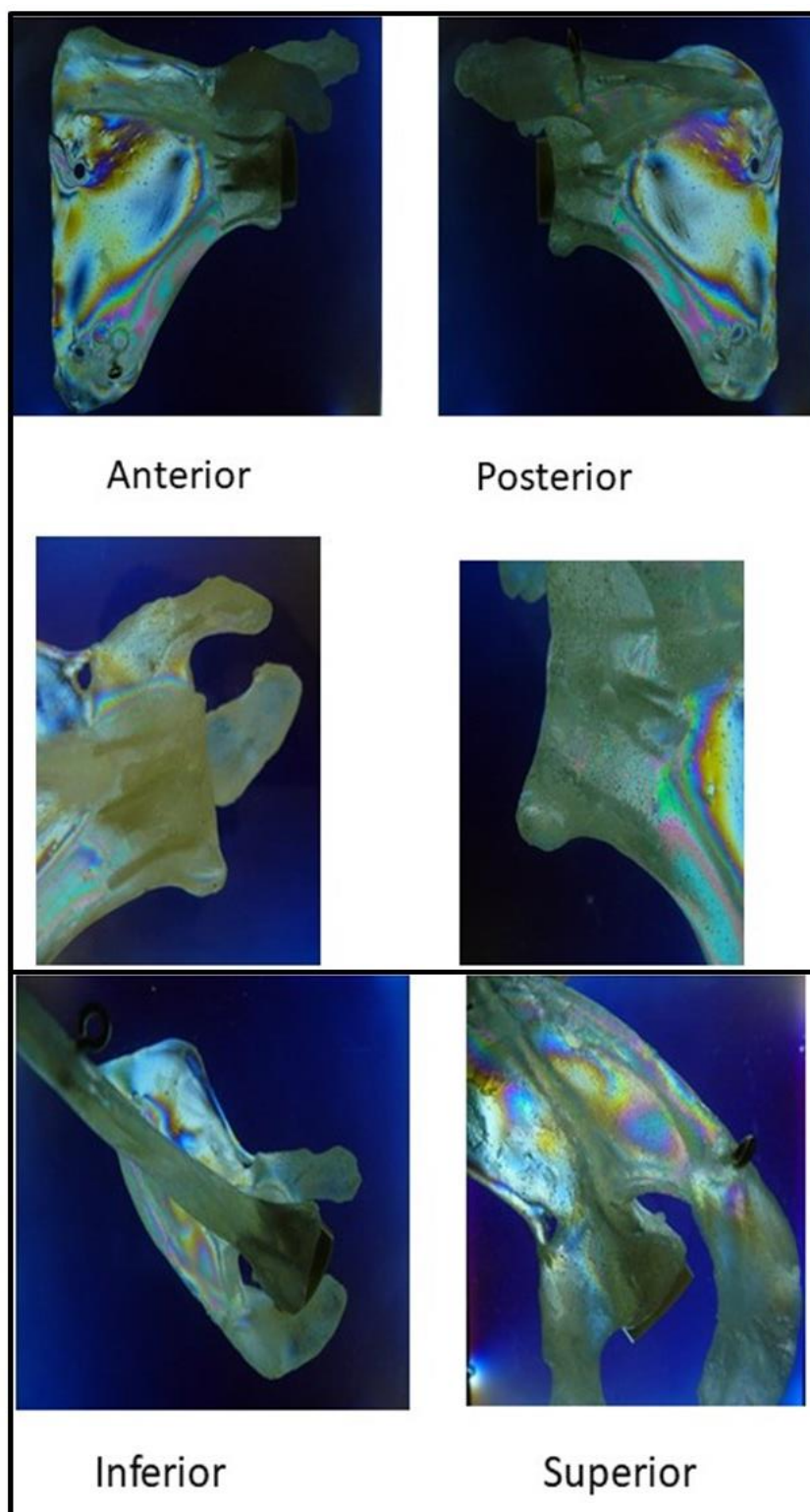


Imagen 84. Análisis de fotoelasticidad 3D de la escápula con la prótesis Delta Xtend con inserto de 6mm en las diferentes visiones y sin prótesis.

En las visiones anterior y posterior, destaca la concentración de franjas alrededor de los puntos de anclaje de la escápula a la cámara de ensayo y de los anclajes a los cables que simulan las fuerzas musculares, estas franjas no se tienen en cuenta para el análisis de los resultados.

En el detalle anterior y posterior, una vez retirada la prótesis, se aprecian numerosas franjas entorno a los tornillos, que serán analizadas en profundidad en los cortes sagitales.

En las visiones tanto inferior como superior, se intuye un aumento de concentración de tensiones en la región de la base del acromion y de la base de la coracoides, sin embargo, las zonas de la fosa supraespinosa, la punta del acromion y el cuello de la escápula, presentan menos tensiones.

Se realizan en total cinco cortes sagitales a partir de la cavidad glenoidea, de esta forma, las tensiones analizadas en estas secciones centran el análisis en la región de la cavidad glenoidea, la coracoides y el acromion, quedando el cuerpo de la escápula analizado únicamente en 3D. El análisis de los cortes sagitales de la escápula se lleva a cabo mediante luz blanca polarizada y luz monocromática.

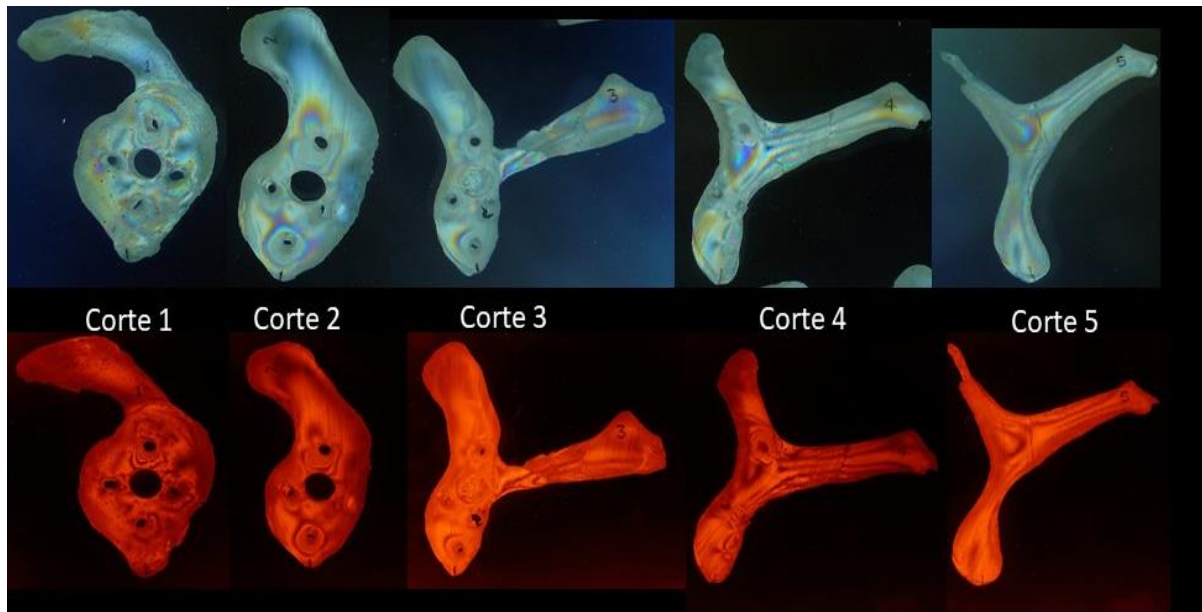


Imagen 85. Fotoelasticidad 2D de secciones de la escápula tras ensayarse con prótesis Delta Xtend Polietileno 6mm. Analizado con luz blanca (superior) y luz monocromática (inferior). Nótese que para el análisis se han retirado los tornillos y la metaglena.

- Corte 1: aumento de franjas isocromáticas alrededor de los agujeros de los tornillos (Las mayores tensiones se encuentran en el plano vertical: tornillos superior e inferior). El tetón central no trasmite apenas carga.
- Corte 2: aumento de las líneas de tensión, el tornillo superior presenta mayores tensiones que el inferior, y ambos mayores que en los tornillos anteroposteriores. Las zonas de la periferia se encuentran más descargadas.
- Corte 3: se aprecian las líneas de tensión de los tornillos, además, en la unión del acromion con la escápula se encuentran tensiones de compresión y tracción.
- Cortes 4-5: se aprecian tensiones en la base de la coracoides y algunas franjas que podrían corresponder con el tornillo superior. Permanecen las tensiones en la base del acromion en su unión a la escápula.

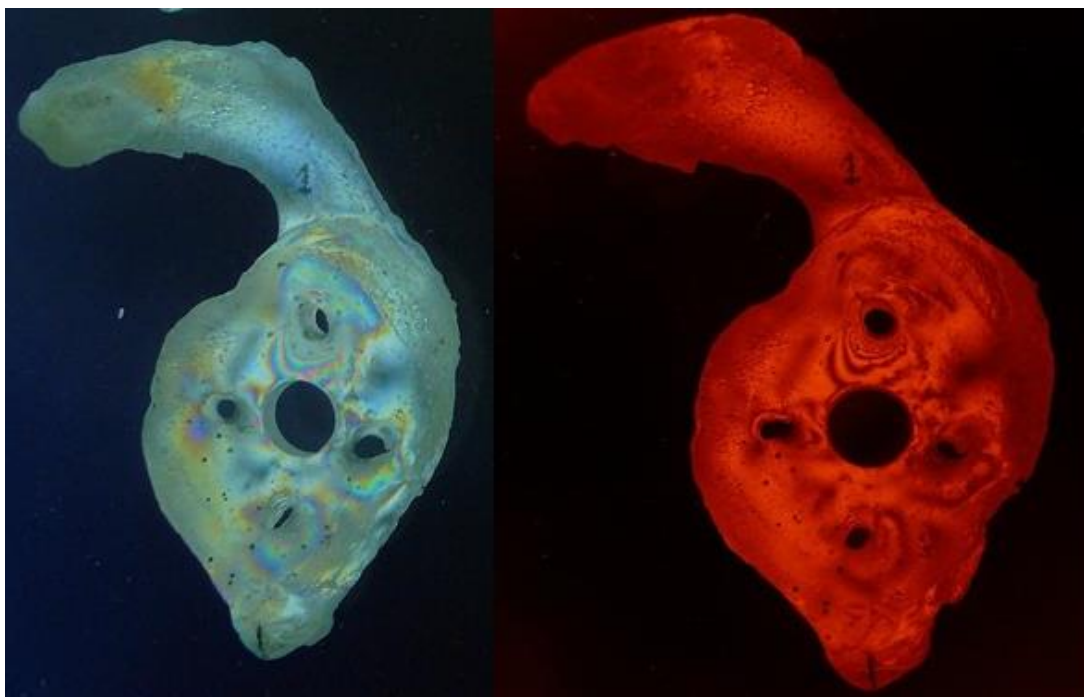


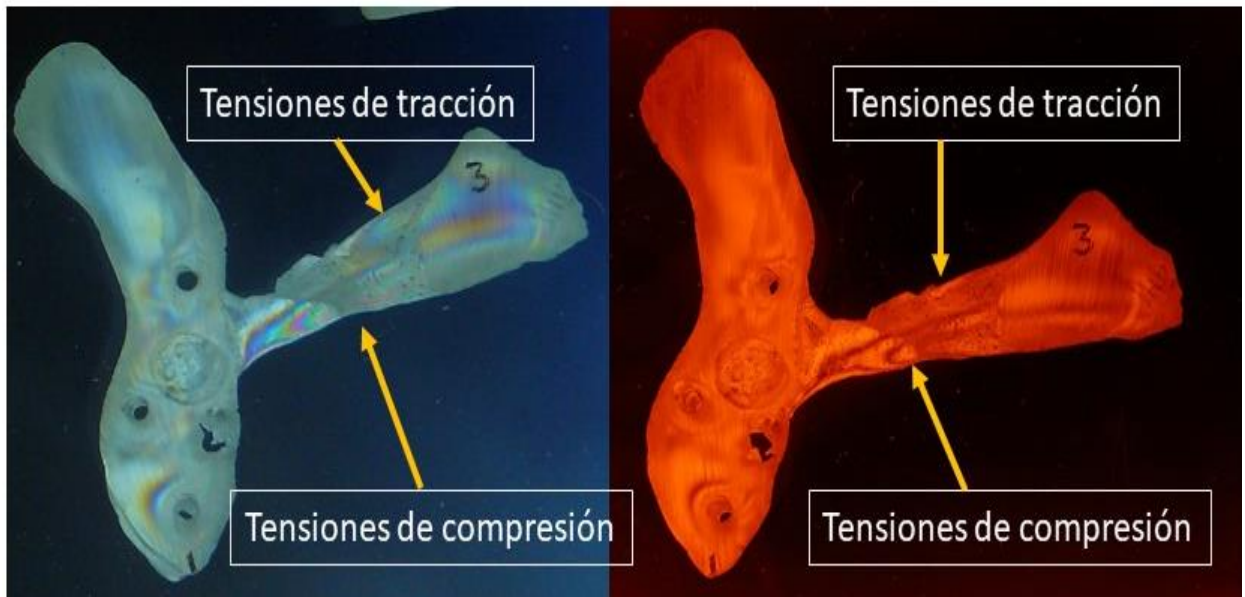
Imagen 86. Corte 1 de la escápula tras retirar la metaglena Delta Xtend ensayada con PE 6mm. (Izquierda visión con luz blanca, derecha con luz polarizada).

Los resultados obtenidos se pueden apreciar igual bajo el polariscopio de luz blanca, como en el de luz polarizada. En la imagen del primer corte de la escápula, se puede apreciar con más detalle que los tornillos superior e inferior son los que más número de franjas isocromáticas acumulan, siendo el superior el que presenta más tensiones. Los tornillos anterior y posterior están rodeados por menos franjas, acumulando el tornillo posterior más tensiones que el anterior. El tetón central no trasmite carga y las zonas de la periferia de la superficie glenoidea también se encuentran descargadas. Se aprecia una pequeña concentración de franjas en la base de la coracoides, en la zona del tubérculo supraglenoideo, pero no se aprecian tensiones en la coracoides propiamente dicha.



*Imagen 87. Corte 2 de la escápula tras retirar la metaglena Delta Xtend PE 6mm
ensayada.*

En el corte dos, se acentúan las tensiones del tornillo superior, las del tornillo inferior se hacen más notables también. El tetón central casi no trasmite cargas y las zonas periféricas también se encuentran más descargadas. No se aprecian tensiones en la coracoides.



*Imagen 88. Corte 3 de la escápula tras retirar la metaglena Delta Xtend PE 6mm
ensayada.*

Se siguen apreciando las tensiones producidas por los tornillos, siendo los tornillos superior e inferior los que más franjas presentan. Aparecen tensiones por fuerzas de compresión y tracción en la unión de la base del acromion con la escápula. No se aprecian tensiones en la coracoides.

Inserto de polietileno de 9mm

Si analizamos los resultados obtenidos al ensayar la prótesis Delta Xtend con un inserto de polietileno de 9mm, obtenemos la misma tendencia de distribución de franjas, pero con distinta intensidad como veremos a continuación.

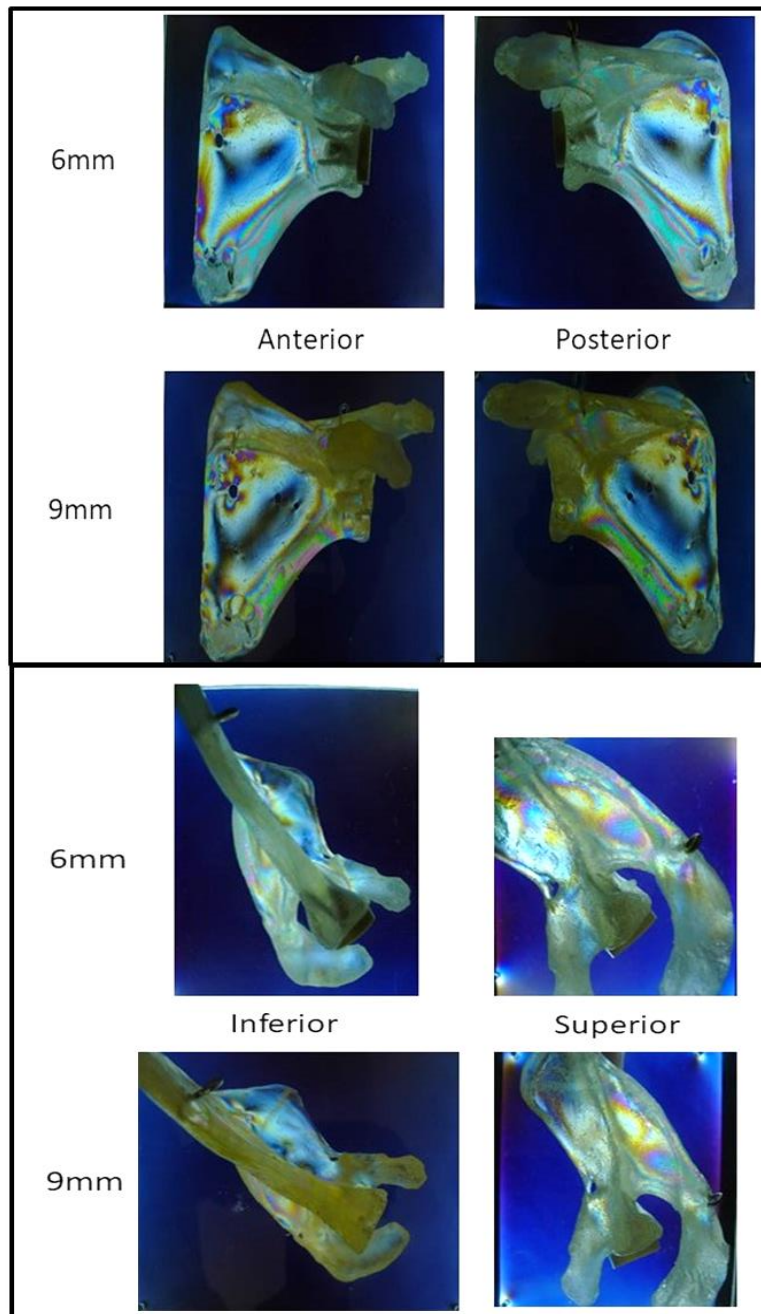


Imagen 89. Escápula completa (3D) tras ensayar con prótesis Delta Xtend con PE de 6 y 9mm.

Se aprecia un aumento de franjas isocromáticas en los puntos de anclaje de la escápula a la cámara y de los cables de las inserciones musculares, que no son tenidos en cuenta para los análisis.

En la región de la glena y en las proximidades de los tornillos se observa un aumento de concentración de tensiones. Se observa una menor concentración de tensiones en la base de la coracoides y del acromion, pero la coracoides, la punta del acromion y la fosa supraespinosa, apenas transmiten tensiones.

Se realiza un análisis 2D mediante cortes sagitales para estudiar la distribución de las tensiones internas de la escápula. Estos cortes son analizados en el polariscopio bajo luz blanca y luz monocromática.

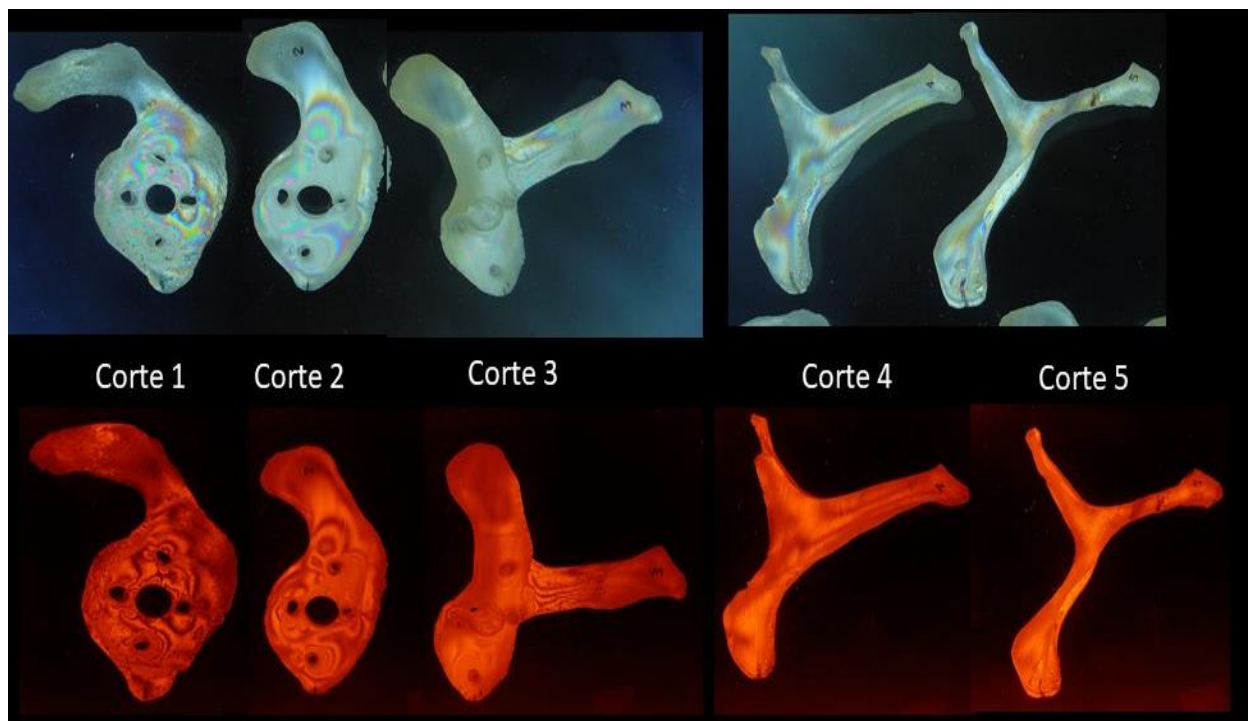
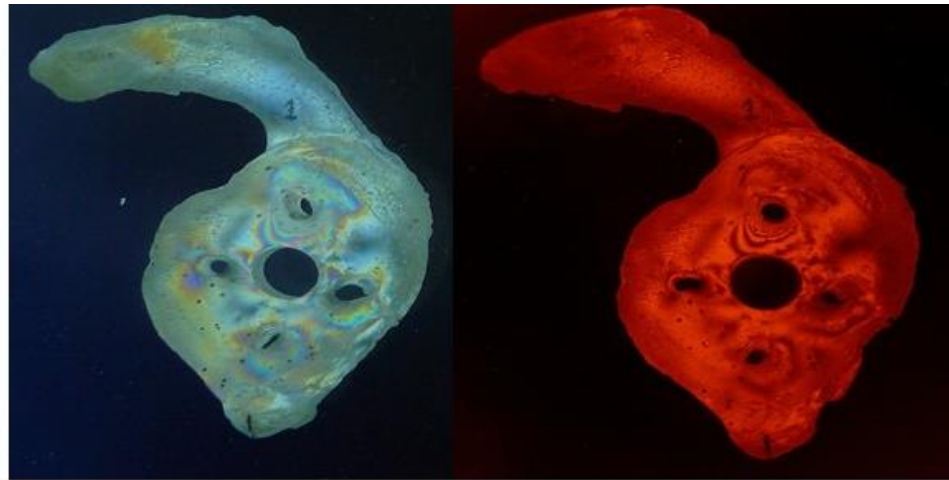


Imagen 90. Cortes de la escápula tras retirar la metaglena de Delta Xtend con 9mm ensayado. Vista con luz blanca y monocromática.

6mm



9mm

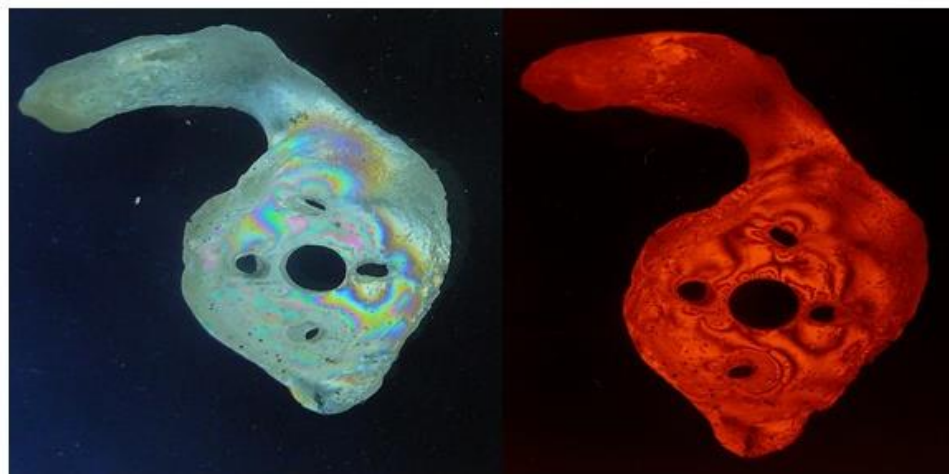


Imagen 91. Corte 1 de la glena tras ensayar prótesis Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm.

En el primer corte, se aprecia gran concentración de tensiones entorno a los tornillos, siendo los del plano vertical los que más tensiones acumulan. El tornillo superior es el que más tensiones acumula, siendo de mayor intensidad en el ensayo con PE de 9mm. La zona del tubérculo supraglenoideo y la base de la coracoides también se encuentran tensiones, siendo de mayor intensidad cuando se usa un PE de 9mm. Sin embargo, la zona periférica de la glena y la coracoides casi no transmiten cargas en ambos ensayos. El tetón central apenas transmite carga en ambos ensayos.

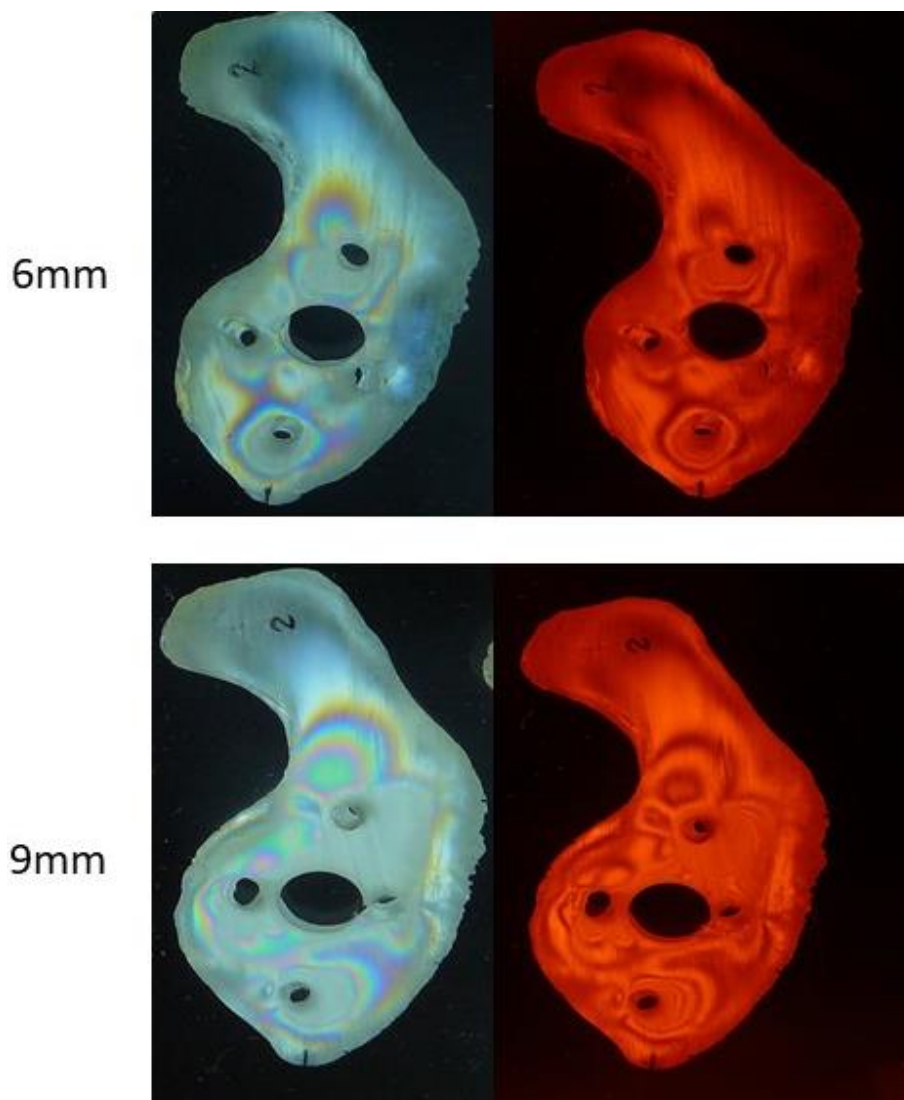


Imagen 92. Corte 2 de la glena tras ensayar con Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm.

En el corte dos se pueden apreciar mayor concentración de tensiones entorno a los tornillos, la distribución es similar para los dos insertos de polietileno ensayados, sin embargo, en las muestras con 9mm la intensidad de las tensiones es superior. Se aprecian más tensiones en aquellos que se encuentran en el plano vertical, siendo el tornillo superior el que más franjas acumula globalmente. En el tetón central se pueden apreciar tensiones de acoplamiento con los tornillos, sin verse claramente una

transmisión de carga por sí mismo. La región de la base de la coracoides aparece más cargada a mayor grosor de polietileno, no encontrándose tensiones en la punta de la coracoides. En la región periférica de la glena, apenas se encuentran tensiones para ambos grosores de polietileno.

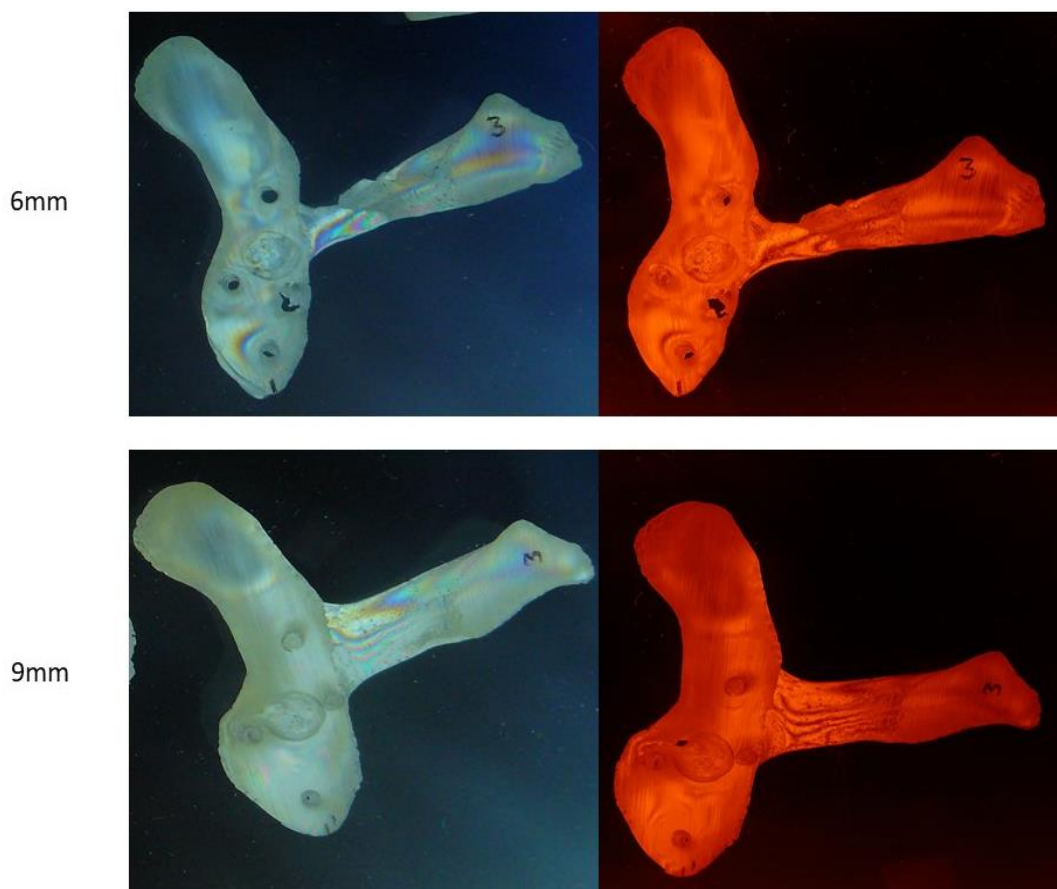


Imagen 93. Corte 3 de la glena tras retirar la metaglena de la Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm.

En el corte tres, se siguen apreciando la distribución de las tensiones de los tornillos, con el mismo patrón que en cortes anteriores. Además, aparecen tensiones por fuerzas de tracción y de compresión en la unión del acromion con la escápula.

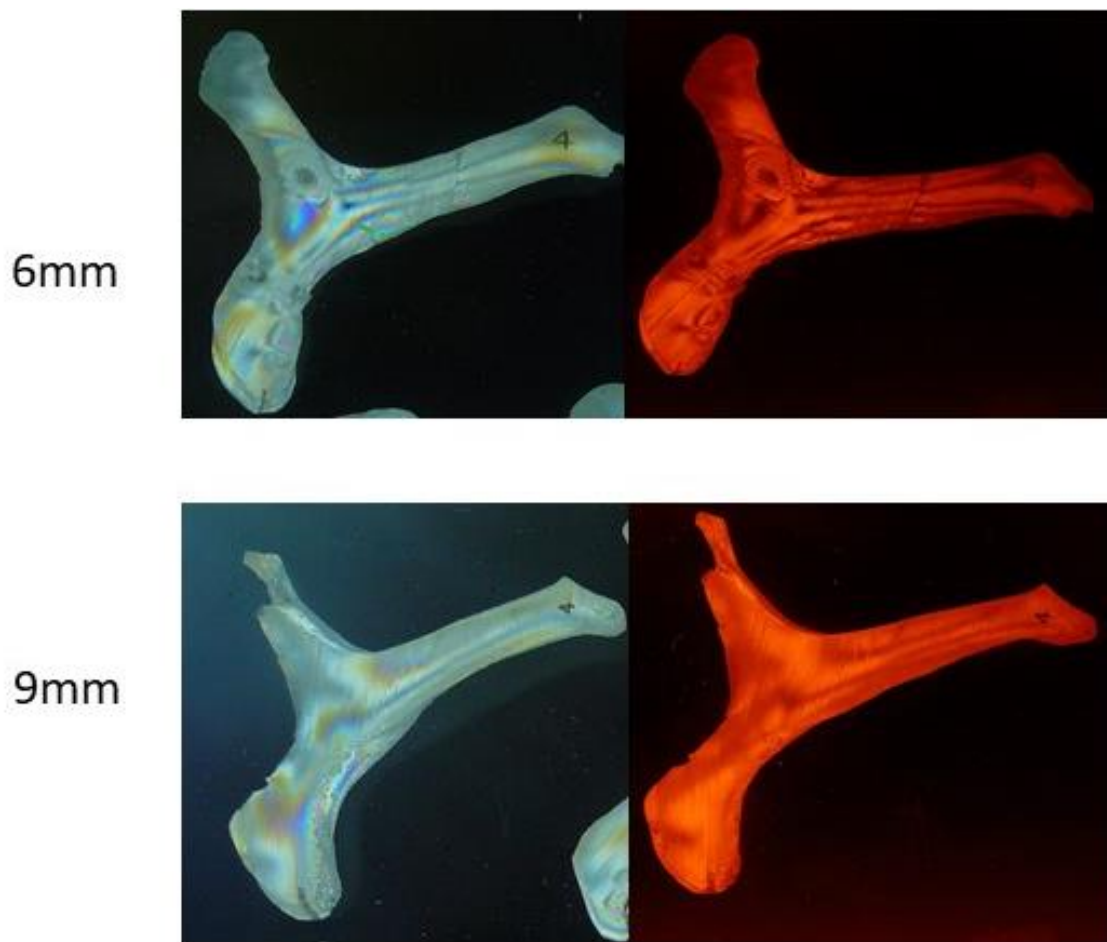


Imagen 94. Corte 4 de la glena tras ensayar con prótesis Delta Xtend con PE de 6 y 9mm.

En el corte cuatro, se siguen apreciando las líneas de tensión correspondientes al tornillo superior, a pesar de que el tornillo no llega hasta esta zona. Se aprecian las tensiones por fuerzas de tracción y de compresión en la unión del acromion y la escápula, y estas tensiones son superiores para las prótesis ensayadas con insertos de 6mm.

La distribución de tensiones en el corte 5 es prácticamente similar al corte 4 (Ver imagen 90).

5.2.3 Resultados del ensayo con prótesis invertida SMR

5.2.3.1 Componente Humeral

Inserto de polietileno de 3mm

Para el análisis de fotoelasticidad del componente humeral ensayado con prótesis SMR, se realiza en primer lugar un análisis del húmero completo (3D) en el polariscopio circular bajo luz blanca, para los distintos grosores de polietileno ensayado.

Para ambos grosores de polietileno en el análisis 3D, podemos apreciar un aumento de tensiones en las regiones de los anclajes utilizados para simular las inserciones musculares, que no son tenidas en cuenta para el análisis.

En la región epifisaria proximal del húmero se encuentran tensiones irregulares. La región metafisaria y el cuello se encuentran más descargadas. En la región diafisaria se pueden apreciar irregularidades en probable relación con el estriado del vástago, estas tensiones van disminuyendo según se dirige al extremo distal de la prótesis. En la región de la punta del vástago protésico, se pueden apreciar algunas tensiones en el caso del polietileno de 6mm.

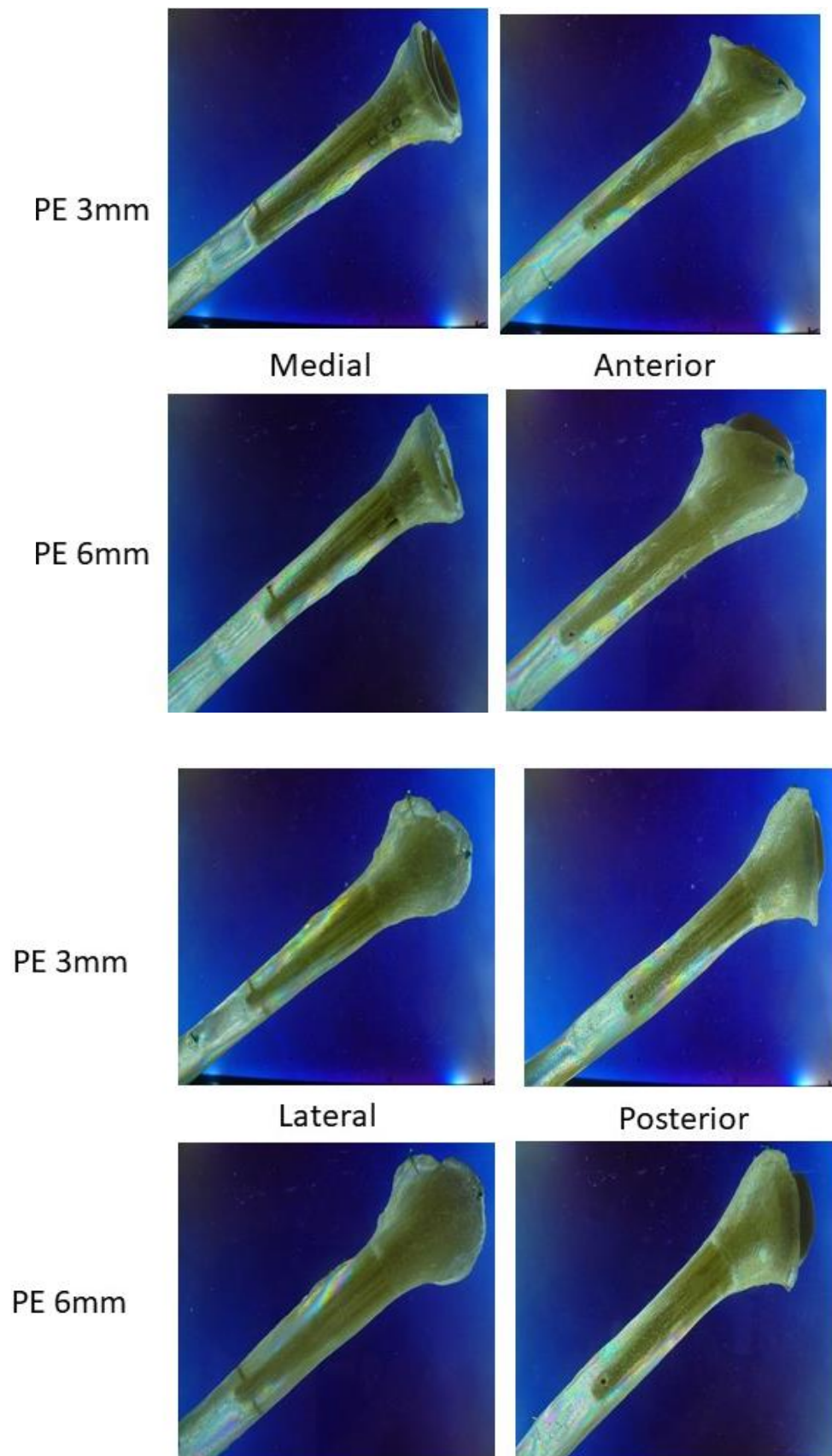


Imagen 95. Húmero con vástago SMR tras ensayarlo con polietileno de 3 y 6 mm.

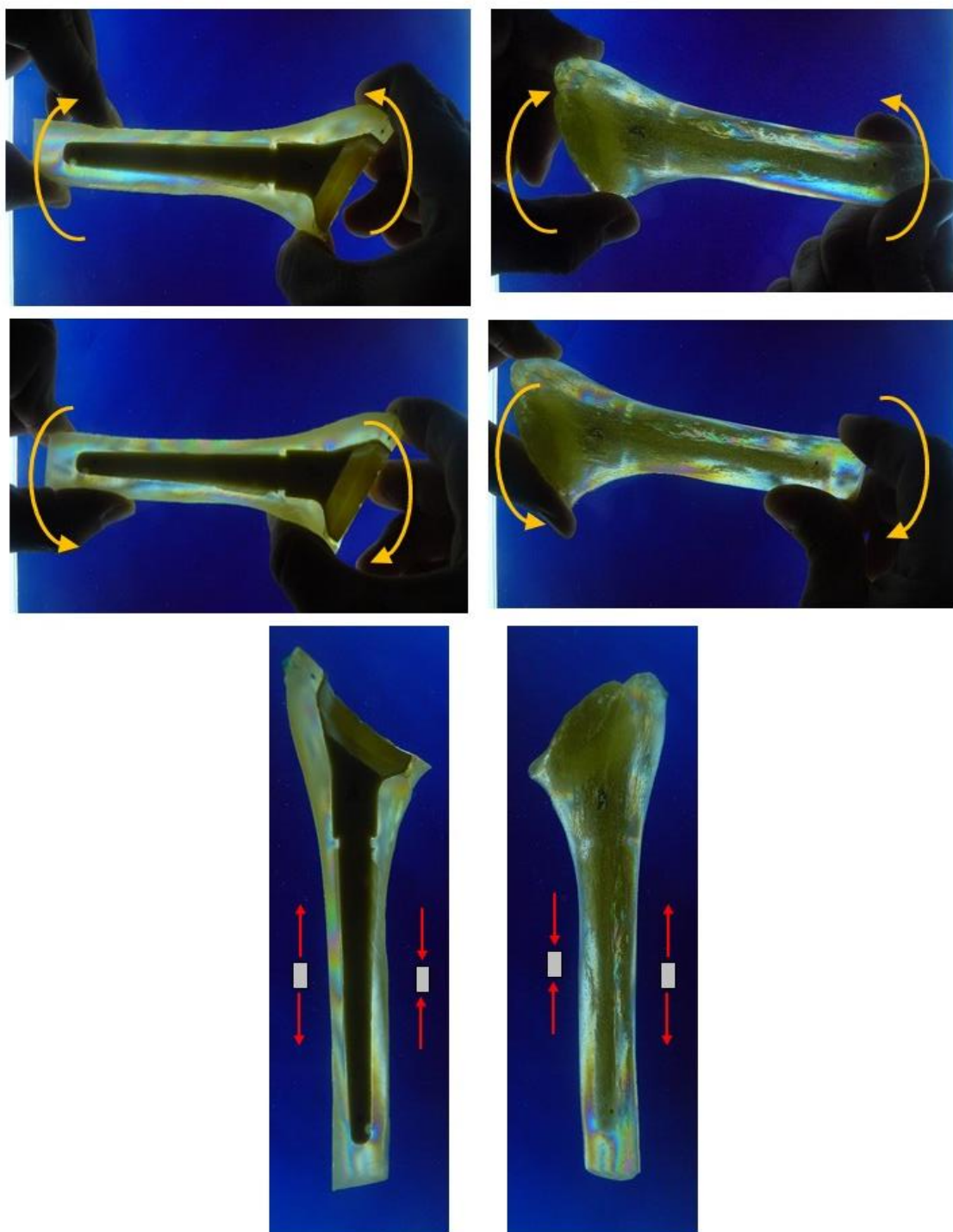
Para analizar la distribución de tensiones en mayor profundidad, se realizan cortes en el húmero.

En primer lugar, se realiza una sección en el eje longitudinal, como se hizo previamente con el modelo Delta Xtend. Se someten estos cortes a un ensayo de superposición de flexión para conocer la dirección de las tensiones.

Como se aprecia en las siguientes imágenes del estudio de superposición de tensiones, en la región medial del húmero se acumulan fuerzas de compresión, y en la región lateral fuerzas de tracción. Esta distribución es similar para los dos grosores de polietileno ensayados y también similar al modelo Delta Xtend.

COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO

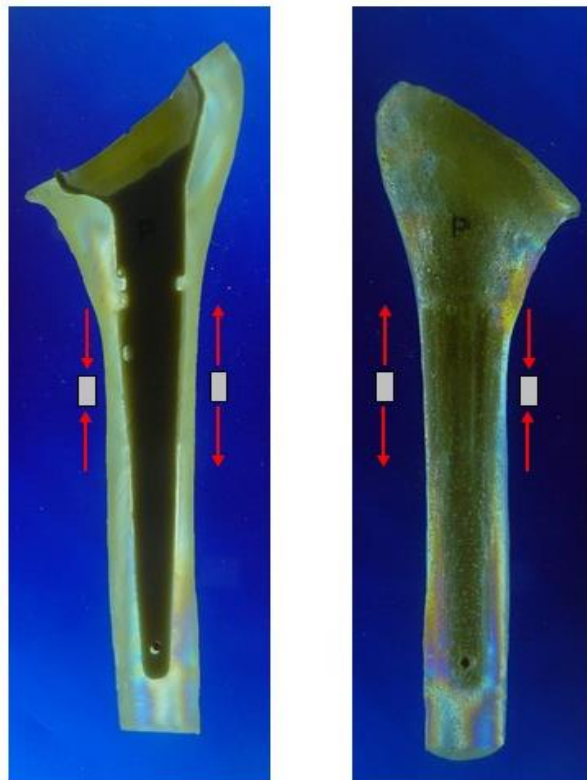
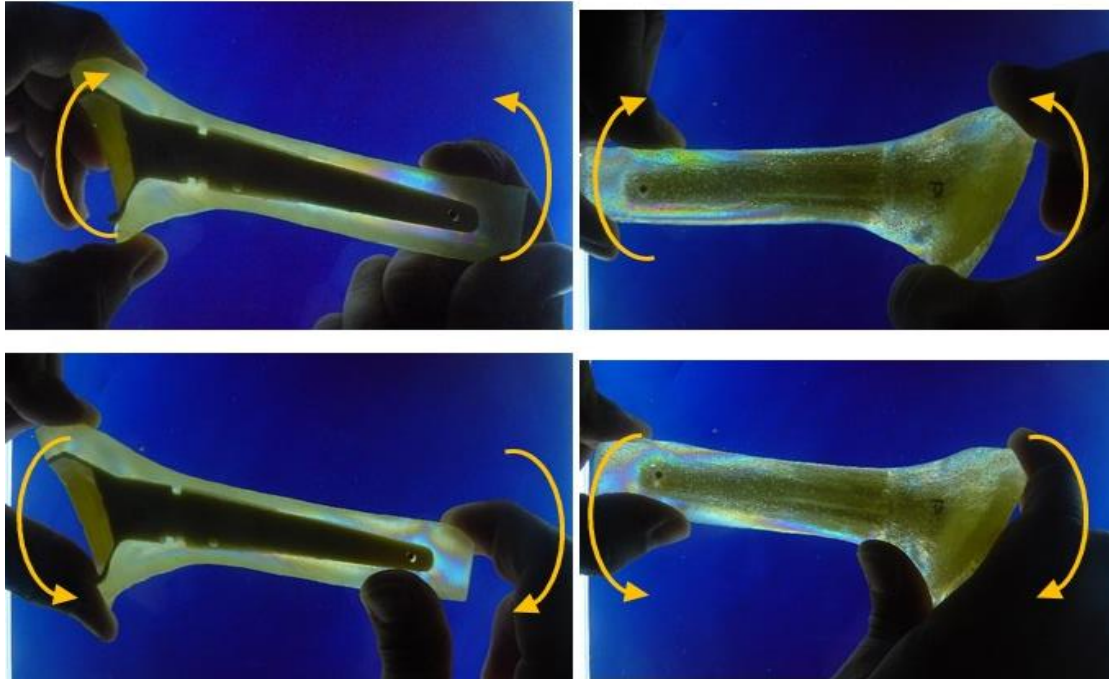
SUPERPONiendo UNA FLEXIÓN



CORTE LONGITUDINAL
ANTERIOR

Imagen 96. Corte longitudinal anterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 3mm sometiéndolo a fuerzas de flexión.

**COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO**
SUPERPONIENDO UNA FLEXIÓN



**CORTE LONGITUDINAL
POSTERIOR**

Imagen 97. Corte longitudinal posterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 3mm sometiéndolo a fuerzas de flexión.

COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO
SUPERPONIENDO UNA FLEXIÓN

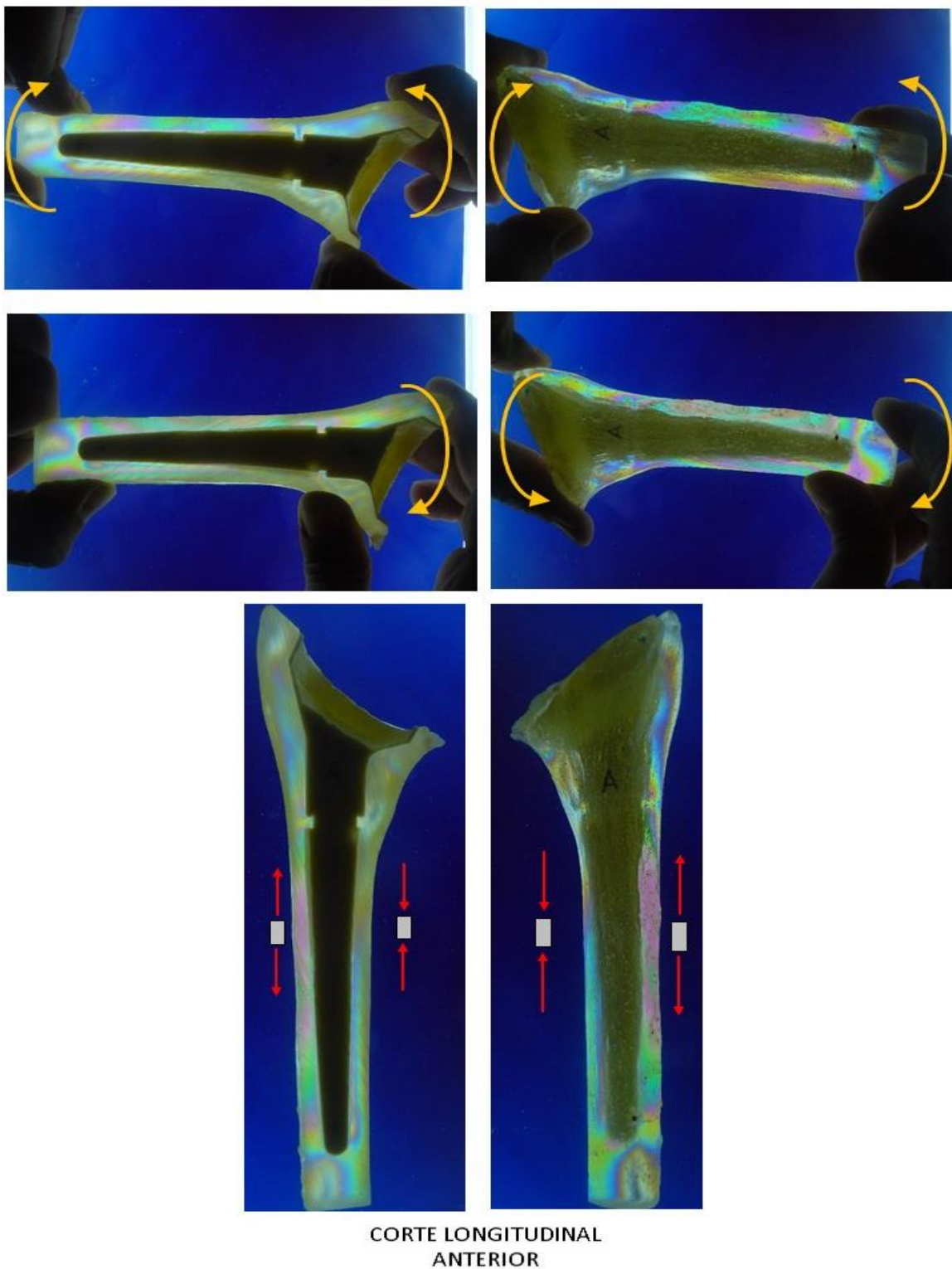
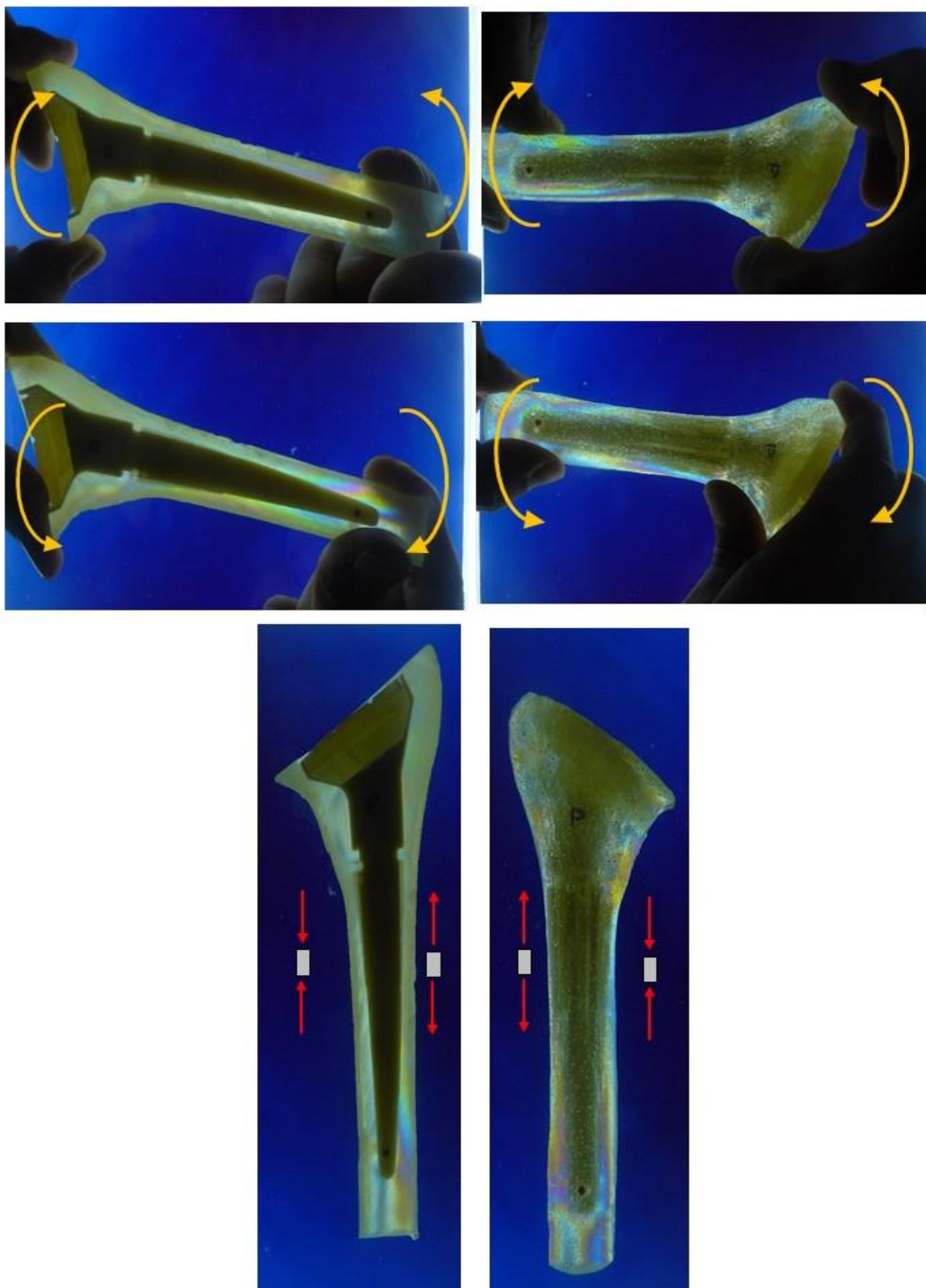


Imagen 98. Corte longitudinal anterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 6mm sometiéndolo a fuerzas de flexión.

**COMPROBACION DEL SENTIDO DE LA TENSION DEL
CONTORNO**

SUPERPONiendo UNA FLEXIÓN



**CORTE LONGITUDINAL
POSTERIOR**

*Imagen 99. Superponiendo flexión en el corte longitudinal del húmero con vástago SMR
y polietileno de 6mm.*

En última instancia, se realizan secciones axiales en el húmero para conocer la distribución interna de las tensiones, en total se obtienen 15 cortes de unos 9mm de grosor para cada uno.

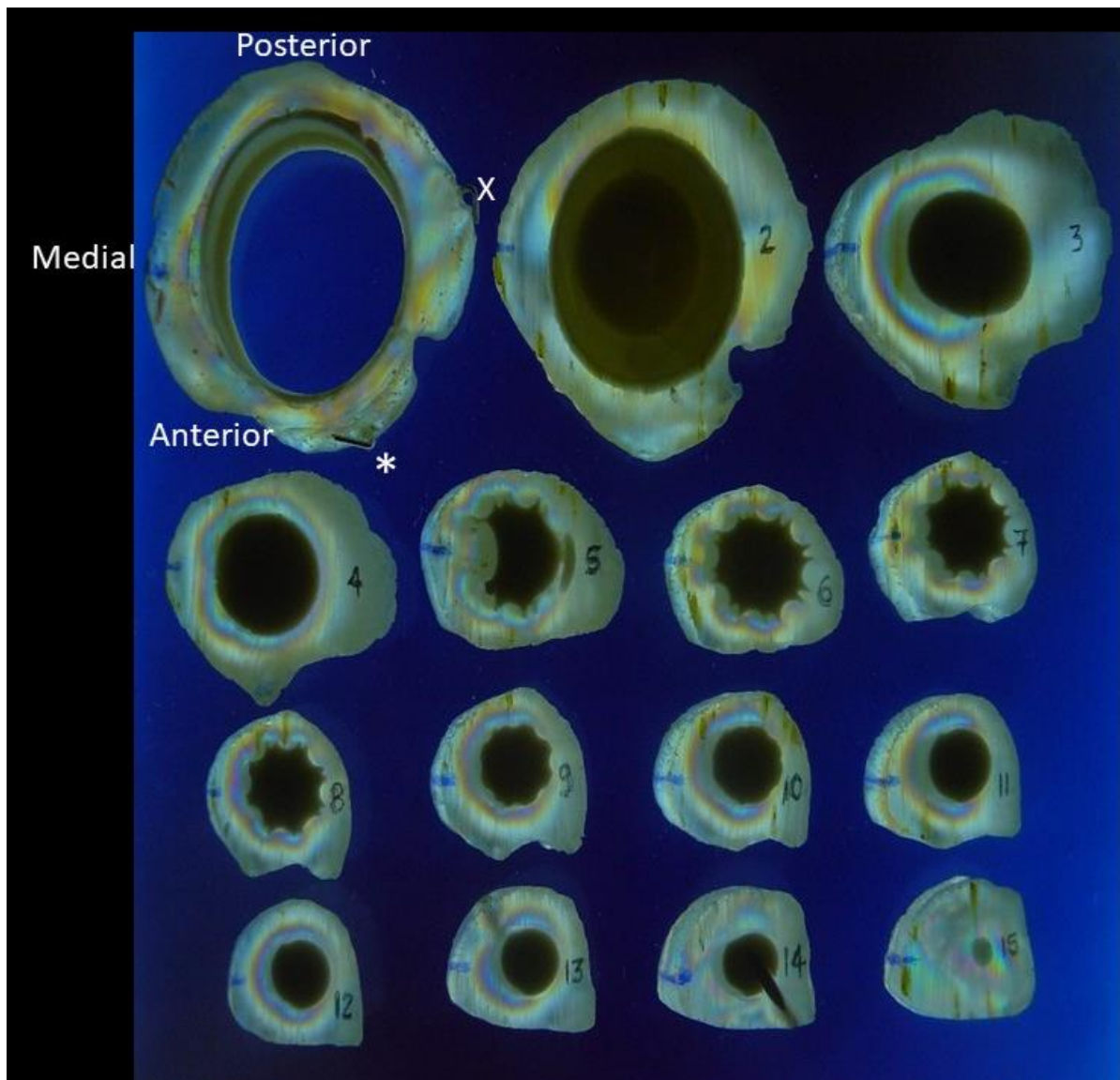


Imagen 100. Cortes axiales del húmero ensayado con vástago SMR y polietileno 3mm.

*(*Anclaje para músculo subescapular. X anclaje para músculo supraespinoso).*

- Corte 1: se aprecian tensiones de contacto irregulares entre el vástago protésico y el húmero. Se concentran tensiones entorno a los anclajes de los músculos.
- Corte 2: descienden las tensiones de manera irregular. La zona periférica se encuentra más descargada.
- Corte 3: aumento focal en región medial de las tensiones por fuerzas de compresión. La mitad lateral del corte queda prácticamente descargada.
- Corte 4: aumento generalizado y más homogéneo de las tensiones alrededor del vástago, aunque son más intensas en la zona medial. La zona periférica está más descargada.
- Cortes 5 a 8: tensiones irregulares alrededor del vástago por el estriado del mismo. Se van suavizando según se avanza distalmente en los cortes.
- Cortes 9 a 13: progresiva suavización de las tensiones entorno al vástago según va desapareciendo el estriado del mismo.
- Corte 15: existe concentración de tensiones a pesar de no apreciarse vástago protésico, podría corresponder al efecto punta del vástago.

Inserto de polietileno de 6mm

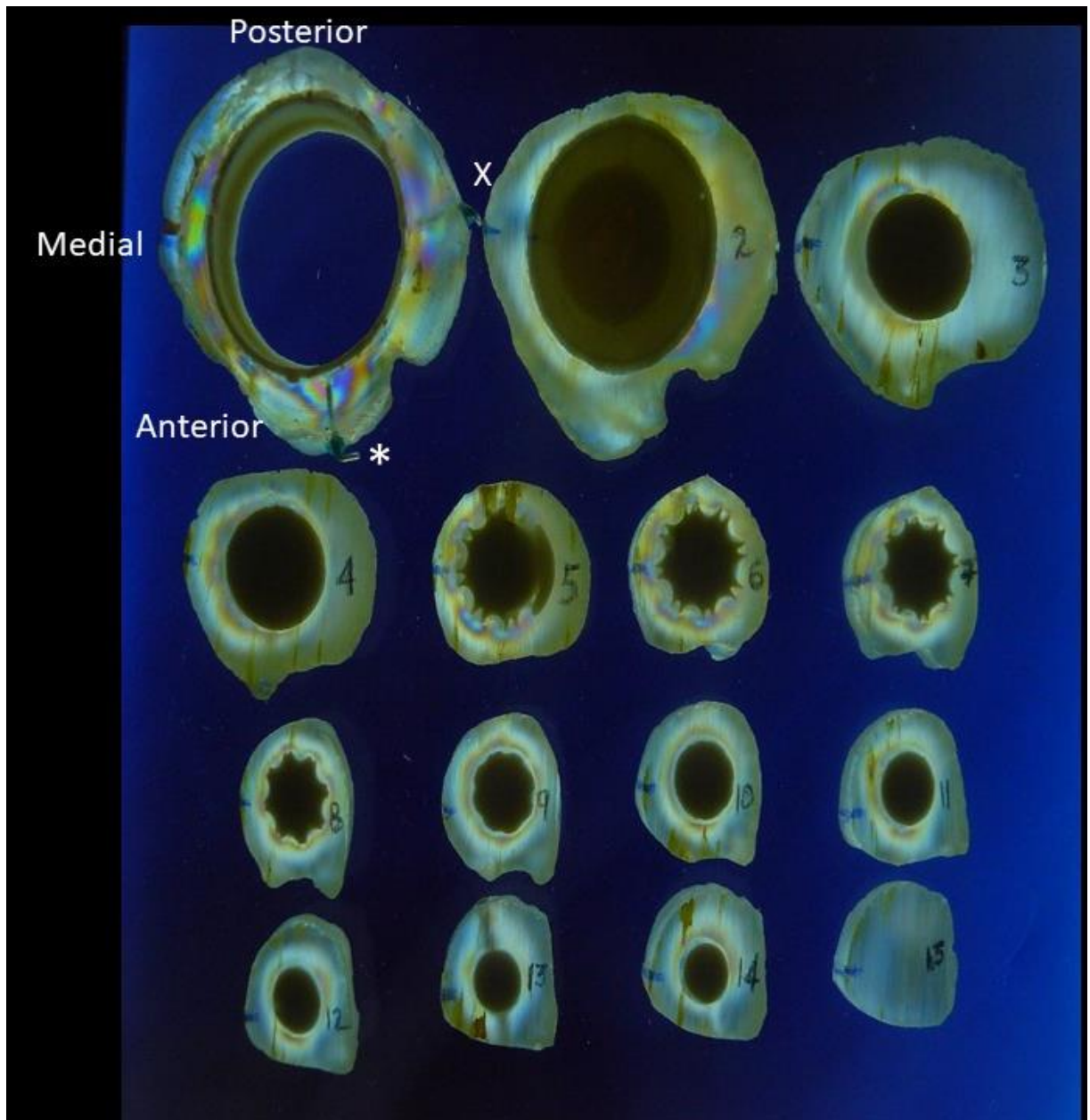


Imagen 101. Cortes axiales del húmero ensayado con vástago SMR y polietileno 6mm.

*(*Anclaje para músculo subescapular. X anclaje para músculo supraespinoso).*

- Corte 1: se aprecian tensiones irregulares entorno al vástago protésico. Se concentran también alrededor de los puntos de anclaje de los músculos.
- Corte 2: descenso generalizado de tensiones, siendo más intensas en la región medial y lateral.
- Corte 3: existen tensiones por fuerzas de compresión en la mitad medial del vástago y casi no se visualizan en la mitad lateral. La zona periférica queda descargada.
- Corte 4: se observa una tendencia a igualarse las tensiones entorno al vástago, pero la zona medial sigue más cargada.
- Cortes 5 a 7: tensiones irregulares entorno al vástago por el estriado del mismo, la zona medial puede verse ligeramente más cargada, aunque esta diferencia no es tan significativa como en el corte 3.
- Cortes 8 a 10: descenso de tensiones según va desapareciendo el estriado de la prótesis. Existe una distribución más homogénea de las tensiones entorno al vástago, no encontrando diferencias a nivel medial o lateral.
- Cortes 11 a 14: siguen descendiendo las tensiones de manera homogénea.
- Corte 15: no se aprecian tensiones una vez finalizado el vástago, no existe el efecto punta.

Se aprecia una distribución de tensiones similar entorno al vástago SMR independientemente del tamaño del polietileno empleado: existe un aumento de tensiones en la zona proximal, que son más intensas en la región medial en la zona proximal; en la región del estriado protésico las tensiones son irregulares y las franjas descienden de intensidad, según se va aproximando al extremo distal del vástago.

5.2.3.2 Componente escapular

Si se analiza la escápula completa tras la colocación de la prótesis SMR, se pueden apreciar concentraciones de tensiones: en las regiones correspondientes a los anclajes de la escápula en la cámara isoterma y en los anclajes que representan las inserciones musculares. Estas tensiones no serán tenidas en cuenta en el análisis sucesivo.

Se puede apreciar un aumento irregular de tensiones en la región de la glena y los tornillos. La zona del cuello, la base del acromion y de la coracoides, presentan menor concentración de tensiones.

En la fosa supraescapular, la punta del acromion y de la coracoides, apenas aparecen tensiones. Esta distribución de franjas isocromáticas en la escápula en 3D es similar para los distintos polietilenos ensayados (3 y 6mm).

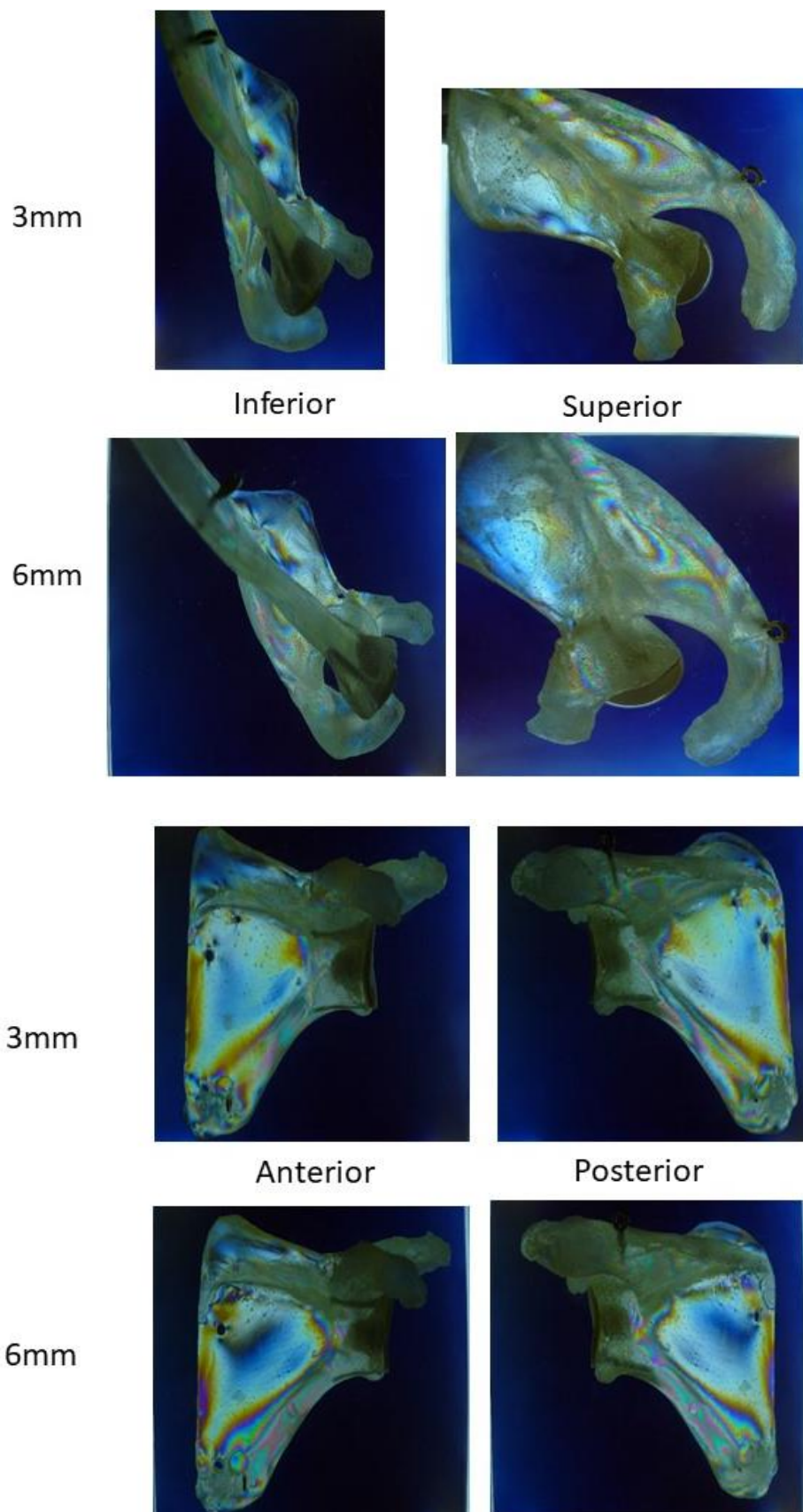


Imagen 102. Escápula 3D tras ensayar prótesis SMR con PE de 3 y 6mm.

Inserto de polietileno de 3mm

Se ha llevado a cabo un análisis de la distribución de las tensiones en el interior de la escápula realizando secciones o cortes de esta. Estas secciones se han analizado en el polariscopio, bajo luz blanca y monocromática, obteniendo resultados similares independientemente del tipo de luz empleada.

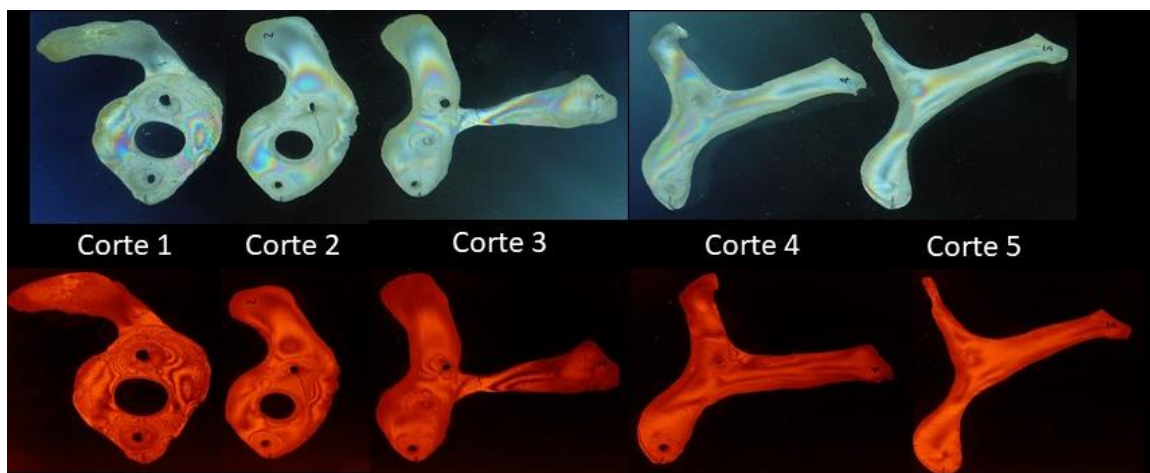


Imagen 103. Análisis 2D de la glena ensayada con prótesis SMR y polietileno de 3mm, empleando luz blanca (parte superior de la imagen) y luz monocromática (inferior).

- Corte 1: gran concentración de tensiones entorno a los tornillos. El tetón central transmite cargas de menor intensidad en la mitad superior del mismo. Se aprecian tensiones en la base de la coracoides y en la región del tubérculo supraglenoideo. Se aprecian áreas más descargadas en la periferia de la glena.
- Corte 2: se aprecia con mayor intensidad las tensiones de los tornillos y de la base de la coracoides. Se aprecian áreas descargadas en la periferia.

- Corte 3: se observan las líneas de tensión en ambos tornillos. Aparecen líneas de tensión por fuerzas de tracción y compresión en la unión del acromion con la escápula.
- Cortes 4 y 5: se aprecian líneas de tensión correspondientes a los tornillos hasta una vez desaparecidos estos. Persisten las líneas de tensión por fuerzas de tracción y compresión, en la unión del acromion con la escápula.

Cabe destacar, que las tensiones entorno a los dos tornillos en esta prótesis son de mayor intensidad que en el modelo Delta Xtend.

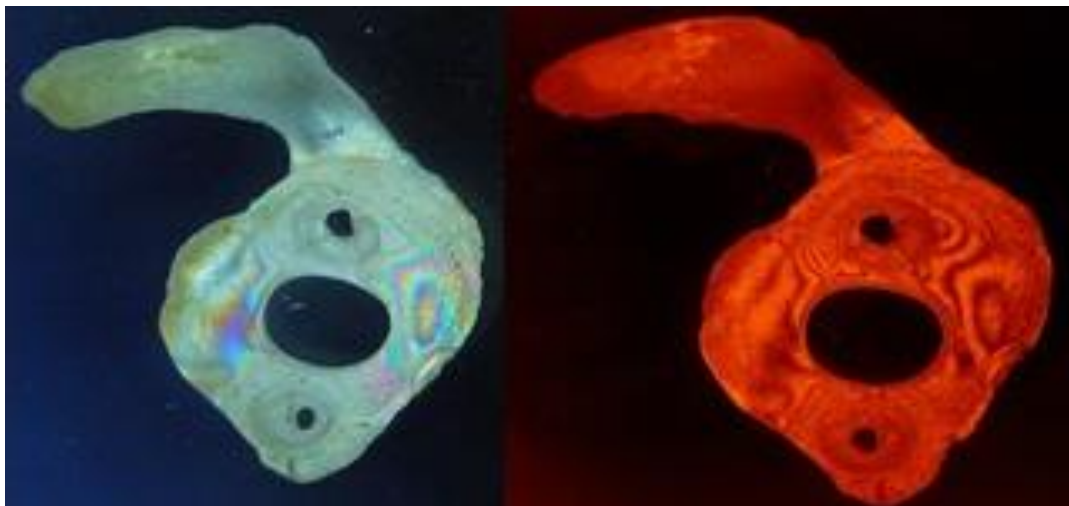


Imagen 104. Análisis 2D del corte 1 de la escápula tras ensayarse con la prótesis SMR y polietileno de 3mm.

En el primer corte, se puede apreciar gran concentración de franjas isocromáticas entorno a los orificios de los tornillos, el tornillo superior, al igual que ocurría con la prótesis Delta Xtend, es el que se encuentra sometido a más tensiones. Se pueden apreciar tensiones moderadas entorno al tetón central, más acusadas en la parte

superior del mismo. La base de la coracoides, en su unión con el tubérculo supraglenoideo, también presenta tensiones moderadas. La coracoides se encuentra descargada, ya que en el ensayo del estudio no se transmiten fuerzas a través de ella. El contorno de la cavidad glenoidea se encuentra prácticamente descargado, pudiéndose apreciar algunas tensiones en la región posterior del mismo.

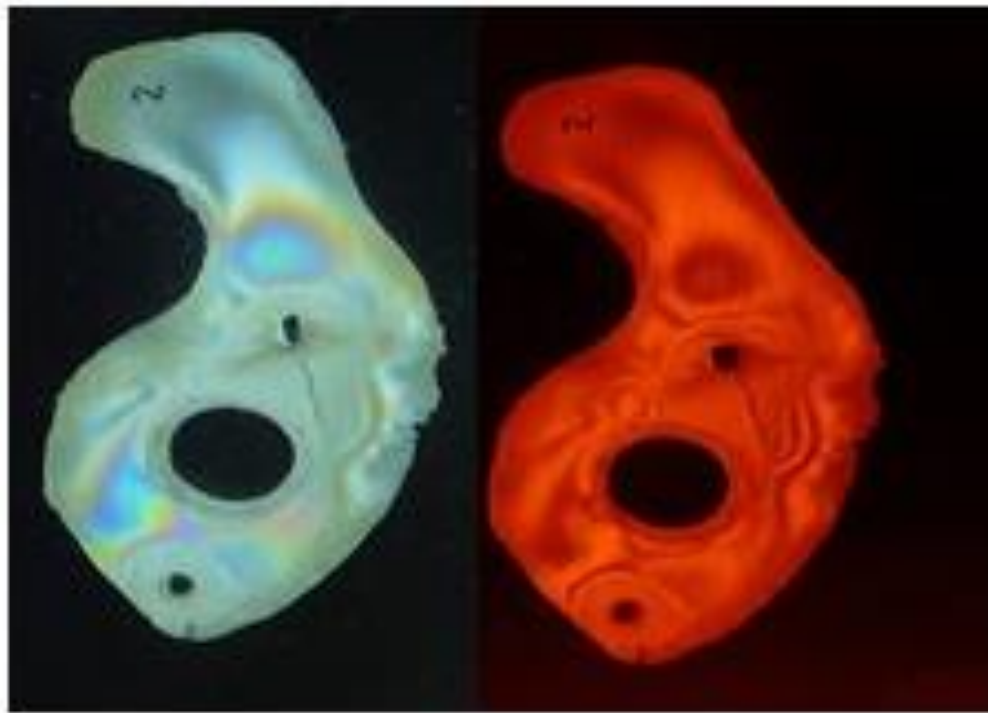


Imagen 105. Análisis 2D del corte 2 de la escápula tras ensayarse con prótesis SMR y polietileno de 3mm.

En el corte dos, se aprecia un aumento de los niveles de tensión de forma generalizada. El tornillo superior es el que más tensiones acumula. Se aprecian tensiones moderadas transmitidas por el tetón central. También aparecen tensiones moderadas en la región de la base de la coracoides, en la porción anterior de la misma. La coracoides y el contorno periférico de la glena se encuentran descargados.

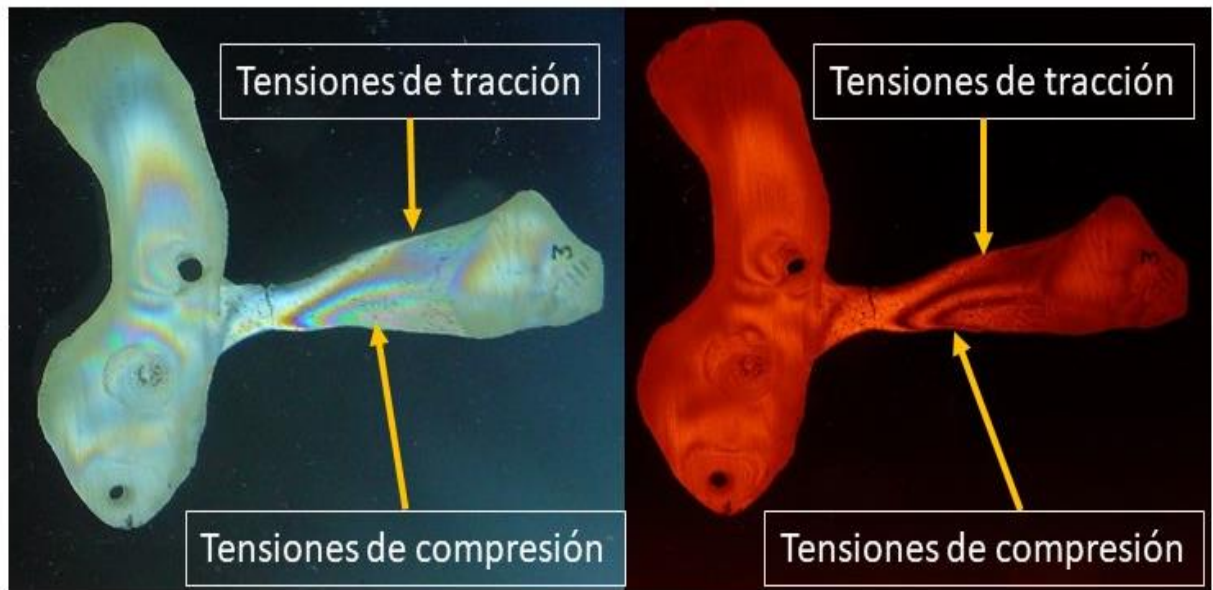


Imagen 106. Análisis 2D del corte 3 de la glena tras ensayarla con prótesis SMR y polietileno de 3mm.

En el corte tres, se sigue apreciando un aumento de concentración de franjas entorno a los tornillos, siendo mayor en el tornillo superior. Aparecen tensiones por fuerzas de tracción y compresión en la unión del acromion con la escápula, como ocurría con el otro modelo protésico, nótese que en este caso el patrón de tensión es más alto. La región de la coracoides y el contorno quedan prácticamente descargadas.

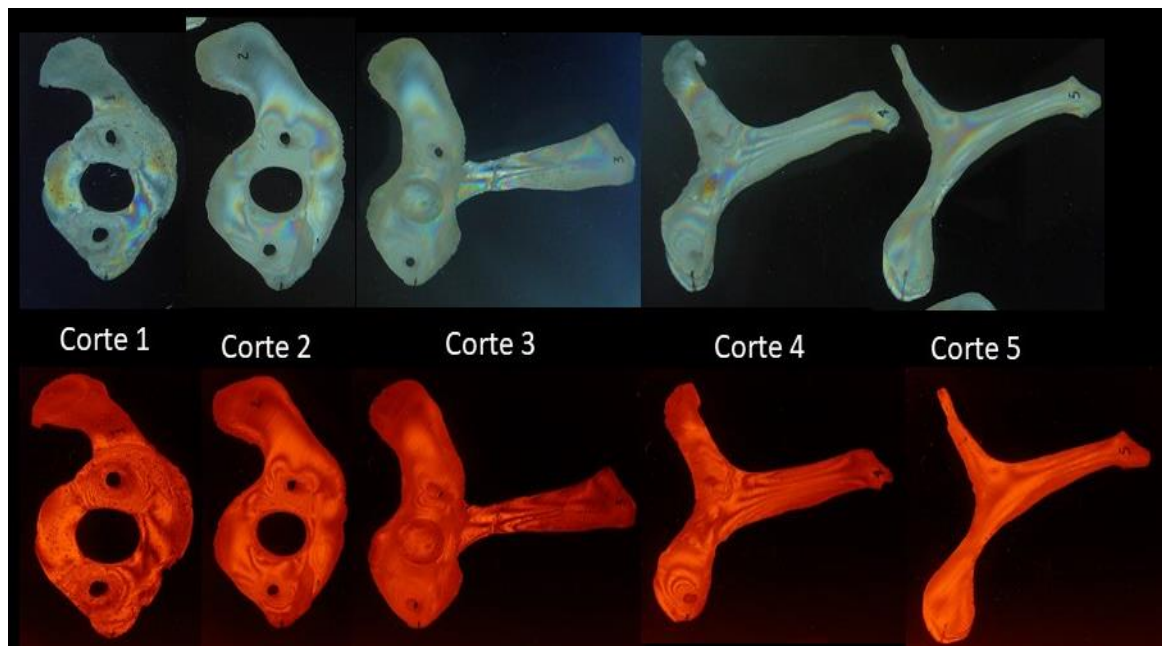


Imagen 107. Análisis de la escápula en 2D bajo luz blanca (parte superior) y luz monocromática (parte inferior) tras ser ensayada con prótesis SMR y polietileno de 6mm.

Se realiza el análisis en 2D de la escápula ensayada, con un polietileno de mayor grosor (6mm) con la prótesis SMR, apreciándose que el patrón de franjas isocromáticas es el mismo, independientemente de la luz empleada. Se puede apreciar que el patrón de distribución de las tensiones es similar al cuando empleamos un polietileno de menor grosor, pero presentan diferente orden de magnitud.

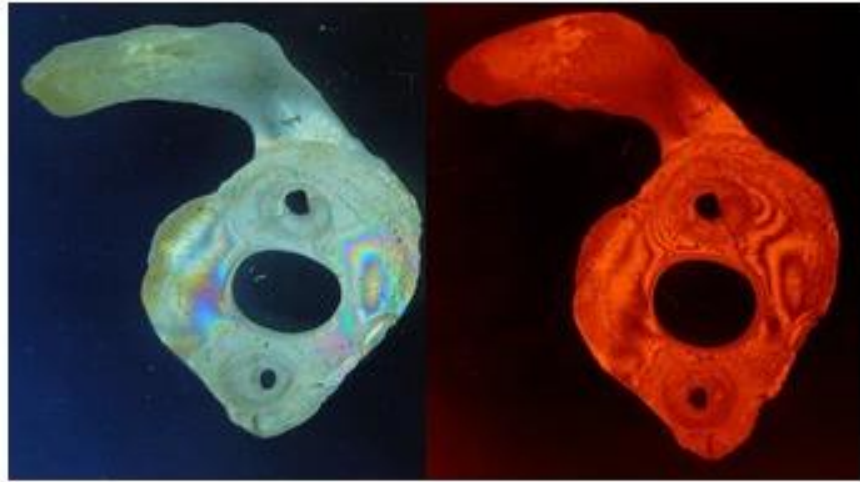
- Corte 1: se visualizan gran cantidad de tensiones entorno a los tornillos, siendo el superior el que más franjas concentra. El tetón central presenta tensiones moderadas. En la región del tubérculo supraglenoideo y la base de la coracoides

también se aprecian tensiones moderadas. La región periférica se encuentra prácticamente descargada, si bien la región posterior presenta alguna tensión. La coracoides no presenta tensiones.

- Corte 2: se aprecia mayor intensidad de tensiones, el tornillo superior es el que más acumula. El tetón aparece moderadamente cargado. En la región anterior de la base de la coracoides se observan tensiones moderadas. La región periférica está prácticamente descargada.
- Corte 3: se visualizan las tensiones de los tornillos y levemente las del tetón. Aparece una concentración de tensiones por fuerzas de compresión y tracción, en la región de la unión del acromion a la escápula.
- Cortes 4 y 5: se observan tensiones en las regiones de los tornillos a pesar de que estos no llegan hasta esta zona. Se aprecian tensiones por fuerzas de compresión y tracción, en la región de la unión del acromion.

Si se comparan los resultados obtenidos en el análisis 2D de la prótesis SMR en función del grosor del polietileno, se aprecia una misma tendencia de distribución de las tensiones, pero diferente intensidad de estas.

3mm



6mm

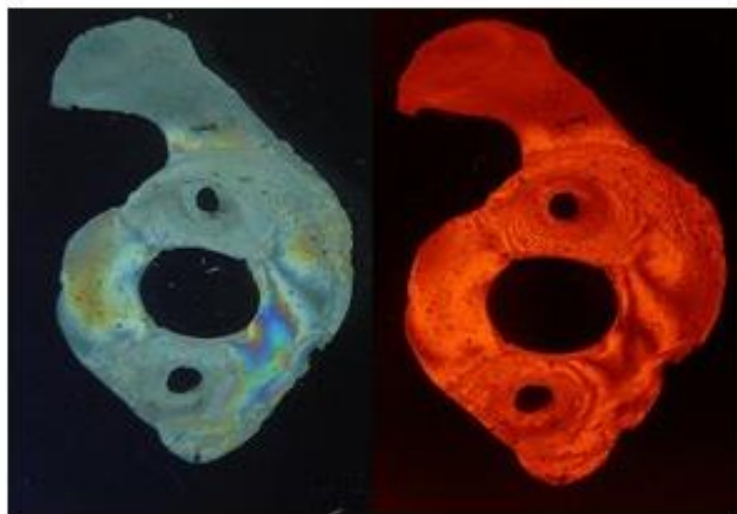
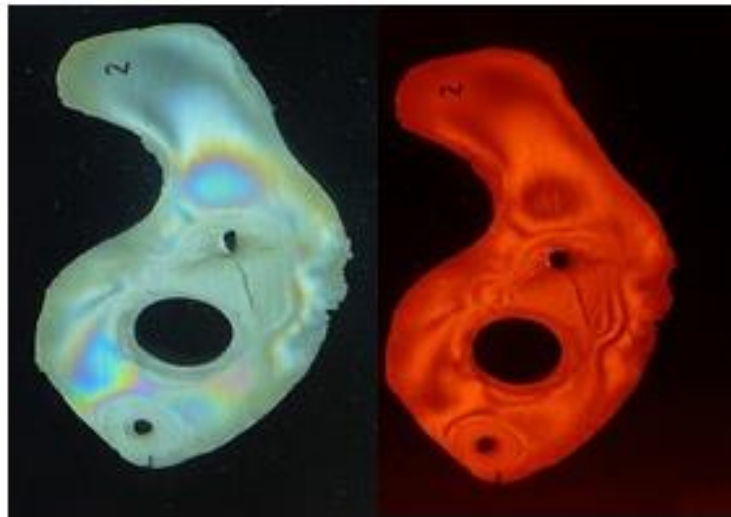


Imagen 108. Corte 1 de la escápula ensayada con SMR con diferentes grosores de polietileno.

En el primer corte, se aprecia un aumento de franjas isocromáticas en ambos tornillos para ambos polietilenos, siendo el tornillo superior el que más concentra. En la base de la coracoides y en el tubérculo supraglenoideo, también se concentran más tensiones. El tetón central parece que transmite tensiones moderadas. La región periférica de la glena está casi descargada, aunque en la región posterior aparecen pequeñas tensiones. La coracoides no presenta tensiones. En general, al ensayar con polietileno de mayor grosor, las tensiones entorno a los tornillos parecen ser ligeramente superiores.

3mm



6mm

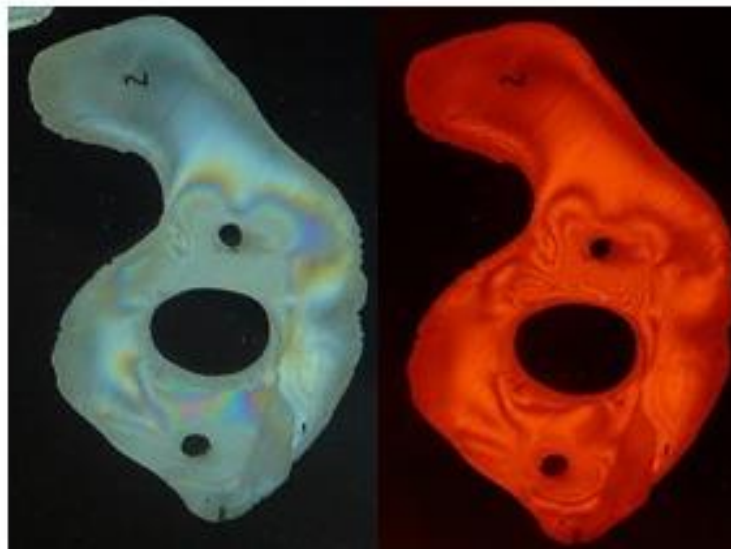
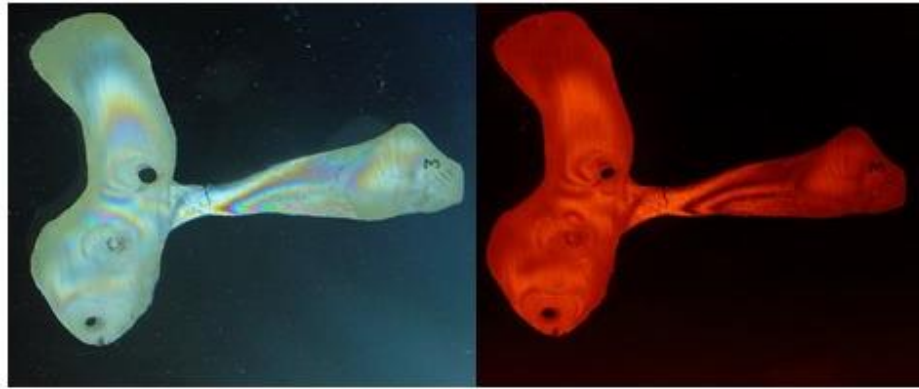


Imagen 109. Corte 2 de la glena ensayada con prótesis SMR y polietilenos de 3 y 6mm

En el corte dos, se observa un aumento global de las tensiones previas entorno a los tornillos y al tetón central y en la base de la coracoides. Se puede apreciar que, para ambos grosores de polietileno, la tendencia de las tensiones entorno a los tornillos es a realizar una compresión hacia inferior de gran intensidad. Las zonas periféricas siguen descargadas, al igual que la coracoides.

3mm



6mm

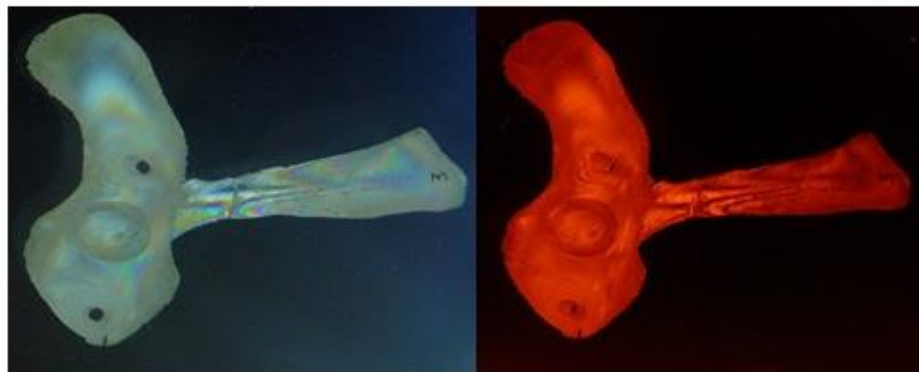
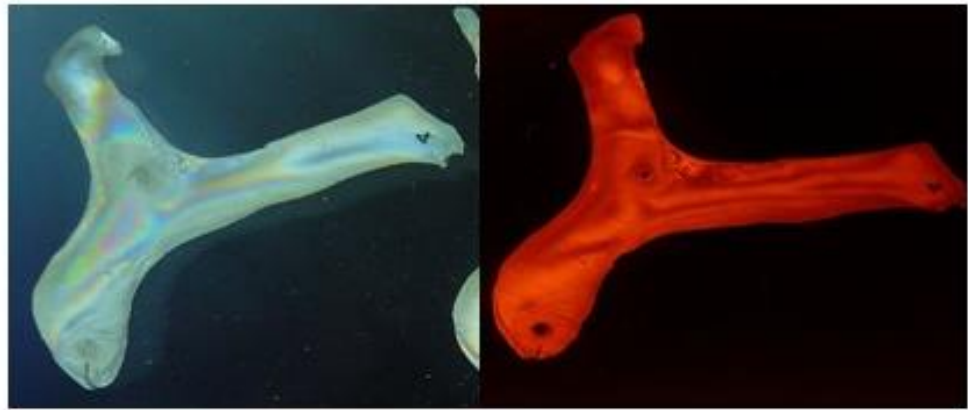


Imagen 110. Corte 3 de la glena con SMR para polietilenos de 3 y 6mm.

Siguen presentes las franjas de tensión entorno a los tornillos y aparecen tensiones por fuerzas de compresión y tracción en la región de la unión del acromion con la glena.

3mm



6mm

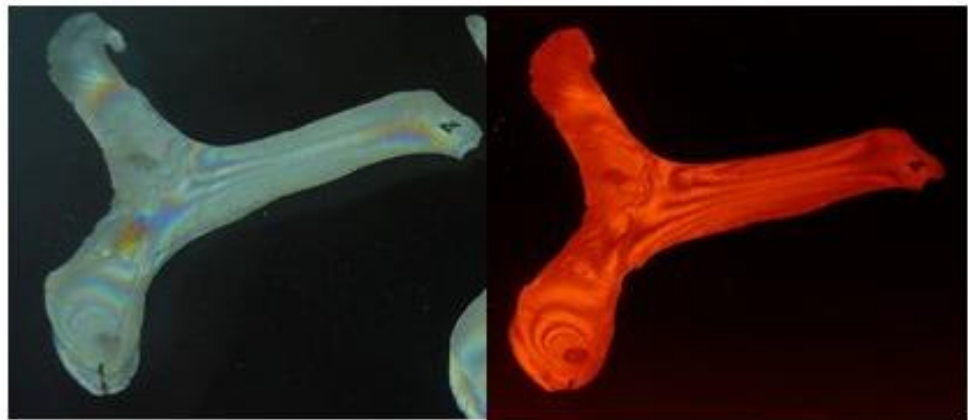
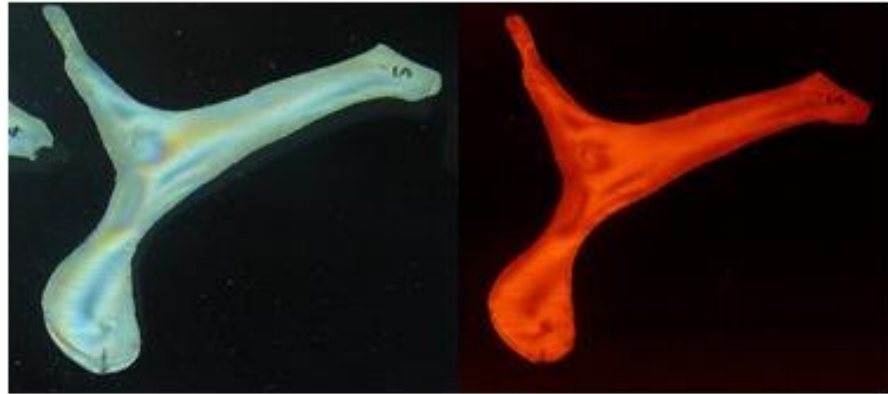


Imagen 111. Corte 4 para glena con prótesis SMR y polietilenos de 3 y 6mm.

En el corte cuatro, se siguen apreciando las franjas de tensión de los tornillos, pese a que éstos no llegan hasta aquí. Las tensiones por fuerzas de compresión y tracción entorno a la unión del acromion con la escápula son de mayor intensidad, para la muestra con menor grosor de polietileno.

3mm



6mm



Imagen 112. Corte 5 para glena ensayada con prótesis SMR y polietilenos de 3 y 6mm.

Similar al corte cuatro, en el corte cinco se siguen apreciando las tensiones correspondientes a los tornillos, y las tensiones por fuerzas de tracción y compresión son ligeramente superiores, cuando se ensaya con polietilenos de 3mm.

VI. DISCUSIÓN

VI.I DISCUSIÓN ESTUDIO ANATÓMICO

6.1.1 Interpretación de los resultados del estudio anatómico

6.1.1.1 Alargamiento del brazo y referencias óseas

La valoración del alargamiento del brazo se ha basado en la modificación de la posición de varias estructuras óseas tras la colocación de una prótesis invertida. Para cuantificar este alargamiento, se han empleado cuatro distancias usando como referencias: la coracoides, la articulación acromioclavicular, la superficie articular distal del húmero, el troquiter y el surco bicipital.

La distancia entre la superficie articular distal del húmero y la articulación acromioclavicular se incrementa de media $10,5 \pm 2,39$ mm, si se toman las medidas a 50° de abducción y $8,83 \pm 3,19$ mm, si se mide con el brazo a 0° de abducción. En ambos casos, encontramos una diferencia estadísticamente significativa entre los valores pre y post-implante. Sin embargo, no se ha encontrado diferencia estadísticamente significativa en la media del alargamiento en función de la posición del brazo, ni según el modelo de prótesis empleada.

Otro método de medir el alargamiento del brazo descrito en la literatura es la medición del espacio subacromial, generalmente se toman como referencia el ángulo del acromion y el troquiter (65). Este parámetro no solo valora el descenso que se produce en el húmero, sino también su desplazamiento en el plano frontal (medial-lateral). En recientes estudios radiológicos se ha encontrado que la distancia acromio-humeral ha resultado ser muy variable dependiendo del grado de rotación del hombro y de la abducción del mismo, encontrando una gran variabilidad intra e interobservador (72).

En el presente estudio, este espacio es estudiado mediante tres medidas: surco bicipital-coracoides, troquiter-coracoides y troquiter-acromion. Todos estos parámetros se recogen con el brazo a 50º de abducción y a 0º, pero no se encuentra diferencias en los valores obtenidos según la posición del brazo.

La distancia medida entre el surco bicipital y la coracoides pretende valorar además del alargamiento, la traslación medial o lateral que se produce en el hombro. Este parámetro no se ha encontrado en la literatura existente, ya que el surco bicipital resulta un punto de referencia anatómico muy fácilmente localizable durante la disección, pero no lo es en estudios de radiografía simple. Este parámetro aumenta de media 10,62 y 12,29mm tras colocar la prótesis en función de la posición del brazo (50º y 0º de abducción respectivamente), lo que supone un alargamiento del 29,32 y 34,87% respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas para esta distancia en función del modelo protésico empleado ($p=0,05$), dato que podía estar en relación con el diseño protésico y a que se utilizan tamaños diferentes de glenosferas (38mm para Delta Xtend y 36mm para SMR) y de insertos de polietileno (estándar en SMR y +3mm Delta Xtend).

La distancia entre el troquiter respecto a la coracoides tampoco es una referencia encontrada en la literatura, pero resulta fácilmente identificable durante el abordaje del hombro y pretende complementar a la distancia anteriormente comentada. Esta medida aumenta de media 12,95 y 7,66mm en función de la posición del brazo (50º y 0º de abducción respectivamente). Esto supone un alargamiento medio del 29,79% y 17,01% respectivamente. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores encontrados, según el modelo protésico empleado o la posición del brazo.

La distancia entre el troquiter y la articulación acromioclavicular presenta menor variación que las medidas previas: 5,48 y 6,02mm de media según la posición del brazo a 50º o 0º de abducción respectivamente, que suponen un alargamiento del 20,5% y 19,71%. No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en función del modelo protésico, ni de la posición del brazo.

6.1.1.2 Nervio axilar

En un primer tiempo, se valora el cambio de posición o desplazamiento que sufre el nervio axilar respecto a la coracoides. Estos valores vienen dados por cuatro puntos: el origen del nervio (Oa), 10mm distales a él (Da), el punto que corta el nervio si trazamos una vertical desde la coracoides (Aa) y 10mm distal al punto Aa (denominado Ba). El cambio de posición del axilar respecto a la coracoides varía entre 3,2- 5,92mm tras colocar la prótesis. En la muestra global, esta variación es estadísticamente significativa para todos los puntos tras colocar la prótesis. Pero si analizamos según el modelo protésico, no se encuentra variación estadísticamente significativa de dichos valores para la prótesis SMR y sí para la Delta Xtend. Sin embargo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos. Esto puede ser debido: al diseño protésico, al uso de glenosferas y de insertos de diferente tamaño, empleadas en este estudio.

Si valoramos el alargamiento que sufre la estructura nerviosa propiamente dicha, se han medido dos distancias: axilar distal (Aa-Ba) y axilar en origen (Oa-Da). Se ha encontrado un alargamiento mayor del axilar en origen (14,5%), que a nivel distal (11,95%), esto se podría justificar por encontrarse el nervio más fijo en su punto de origen, que en el punto Aa tomado como referencia distal. No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto al alargamiento que sufre el nervio axilar según el modelo protésico empleado.

6.1.1.3 Otros ramos terminales del plexo braquial

El cambio de posición relativa que sufren el resto de las estructuras del plexo braquial respecto a la coracoides es un parámetro no encontrado habitualmente en la literatura. Este parámetro traduce el cambio de posición relativa o desplazamiento del nervio, respecto de la coracoides, tras colocar una prótesis invertida y no traduce directamente el alargamiento que se produce en el nervio propiamente dicho. Estos valores varían entre 2-6mm de media en los ramos terminales del plexo braquial, siendo esta diferencia estadísticamente significativa tras colocar el implante en la mayoría de los casos.

El nervio musculocutáneo se desplaza 2,5-3,5mm respecto a la coracoides, no existiendo diferencias para estos valores según el modelo de prótesis empleada. De media sufre un alargamiento del 22,05%, no encontrándose diferencias para este valor según el modelo de prótesis empleado.

El nervio mediano se desplaza entre 4,76-5,67mm respecto a la coracoides, no encontrando diferencias para estos valores según el modelo de prótesis empleada. El alargamiento medio encontrado es de 23,1%, no encontrándose diferencias para este parámetro según el modelo empleado.

El nervio ulnar modifica su posición respecto de la coracoides entre 2,97-3,17mm, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los modelos protésicos empleados. De media sufre un alargamiento del 19%, no existiendo diferencias para este valor según el modelo usado.

El nervio radial sufre un cambio no significativo de posición en su punto de origen, respecto a la coracoides ($<1\text{mm}$). Este desplazamiento en el punto B (10mm distal al punto de origen) es estadísticamente significativo para el total de la muestra, siendo esta diferencia 3,27mm de media. El nervio radial en su origen se encuentra relativamente fijo en su salida del plexo, dada su estrecha relación con la arteria axilar y su rápido trayecto hacia el compartimento posterior del brazo, lo que podría justificar que el desplazamiento de este fuera menor. El alargamiento que se produce dentro del nervio radial es del 17%, no viéndose afectado este parámetro según el modelo empleado.

6.1.1.4 Estructuras vasculares

No se han encontrado en la literatura estudios anatómicos que valoren el alargamiento o las tensiones que sufren las estructuras vasculares tras colocar una prótesis invertida.

En el caso de la arteria axilar sufre un cambio de posición respecto a la coracoides en torno a 3,2-3,98mm, siendo estos valores significativos tras la colocación de la prótesis, pero no según el modelo empleado. Se ha encontrado un alargamiento del 24,75%, valor que no se modifica según el modelo protésico implantado.

Estos valores son cuantitativamente similares a los encontrados en los ramos terminales del plexo braquial, si bien la repercusión funcional que puede provocar sobre esta estructura vascular sea diferente.

En la arteria circunfleja humeral posterior, se aprecia un desplazamiento respecto a la coracoides entre 2,12 y 6,78mm en origen y distal (respectivamente). El cambio que se produce en el origen no es estadísticamente significativo, pero sí a nivel distal. Estos hallazgos se podrían justificar por el hecho de que a nivel del origen la arteria se encuentra fija en su salida de la arteria axilar, pero se trata de una estructura muy móvil y por lo tanto a nivel distal se encuentra mayor desplazamiento. Estos valores no dependen del tipo de prótesis empleada. El alargamiento producido en esta estructura es muy pequeño, la media es cero, ya que en ocasiones los valores son negativos debido al acortamiento que se produce.

En la arteria circunfleja humeral anterior, se han registrado hasta 7 casos de pérdidas en las que no se han podido recoger los datos por encontrarse esta estructura lesionada. El desplazamiento medio respecto a la coracoides varía entre 3,52 y 5,77mm, siendo este

cambio de posición mayor en el punto distal que en el origen, como pasaba con la arteria circunfleja humeral posterior. No se ha encontrado alargamiento de esta estructura, sino una disminución de tamaño de 4,7%. Estos valores no se modifican según el modelo de prótesis usada.

Se puede justificar el hecho de no haber encontrado alargamiento de las arterias circunflejas, tras la implantación de una prótesis invertida, por varias razones: en primer lugar, presentan una disposición horizontal respecto al eje del brazo, por lo que cabe esperar que la repercusión del alargamiento sea menor que en una estructura que tenga disposición longitudinal como lo hace el plexo braquial; y en segundo lugar, las arterias resultan ser elementos más elásticos y flexibles y se encuentran menos adheridos a planos profundos una vez separadas de su origen en la arteria axilar, por lo que cabe esperar que la modificación de su posición, respecto a la coracoides, sea mayor en su punto distal que en el origen.

6.1.1.5 Nervio supraescapular

En el caso de la prótesis invertida, el riesgo de lesión del nervio supraescapular se encuentra en la colocación de los tornillos que fijan la metaglena. Los tornillos superior y posterior son los que presentan mayor riesgo de lesionarlo, sobre todo, si emergen de la escápula fuera de la zona de seguridad previamente mencionada (Ver Imagen 18 y Tabla 3).

El tornillo superior para el modelo Delta Xtend presentaba una longitud media de 37,63mm y solo se encontró un caso (9,09%) en el que entrara en contacto con el nervio supraescapular, siendo este tornillo de una longitud superior a la media (42mm). Hubo otros dos casos en los que la punta del tornillo superior se encontraba fuera de la cortical, pero no entraba en contacto con el nervio supraescapular, quedando a una distancia media de 3,97mm. Sin embargo, los tornillos superiores del modelo SMR no perforaron la cortical en ninguno de los casos, y se empleó una longitud media de 33,57mm.

En el caso del tornillo inferior presenta una longitud media de 31,63mm en la prótesis Delta Xtend, hubo dos casos en los que la punta del tornillo se encontraba fuera del hueso, pero en ninguno de ellos contactaba con el nervio supraescapular. En la prótesis SMR se empleó una longitud media de 30mm y solo un caso perforó la cortical ósea, sin que la punta del tornillo contactara con el nervio. En el caso en los que el tornillo inferior protruyó en la prótesis SMR, se encontró a una distancia de 5mm del nervio supraescapular.

El modelo Delta Xtend utiliza un tornillo anterior y otro posterior para fijar la metaglena. El tornillo anterior no supone un riesgo para el nervio supraescapular, en los casos en

los que se perfora la cortical, la punta del tornillo queda rodeada por la musculatura del subescapular sin poner en riesgo ninguna estructura vasculonerviosa. La longitud media para el tornillo anterior fue de 21,27mm y la punta del tornillo se encontró fuera del hueso en cuatro casos.

El tornillo posterior utilizado presentó una longitud media de 23,1mm, en cuatro casos se perforó la cortical del hueso, sin llegar a entrar en contacto con el nervio supraescapular en ninguno de ellos. Si bien, en dos de estos casos el tornillo se encontraba a escasos milímetros del nervio (3,95mm de media).

6.1.2 Validez de la metodología del estudio anatómico

Existen pocos modelos experimentales anatómicos centrados en el efecto que produce la prótesis invertida en el hombro. En el diseño del presente estudio se han tomado como referencia los estudios anatómicos de Marion y Van Hoof (82,83), y los estudios radiográficos utilizados para valorar el alargamiento del brazo, pero se han realizado algunas modificaciones para ajustarlo a los objetivos y medios de los que se disponía.

6.1.2.1 Valoración alargamiento del brazo: referencias óseas

Los métodos descritos en la literatura para valorar el alargamiento del brazo tras la colocación de una prótesis invertida, se basan fundamentalmente en referencias óseas de estudios radiográficos. El presente estudio es exclusivamente anatómico, por lo que las referencias empleadas para medir el alargamiento del brazo se han basado en dichos estudios radiográficos, pero se han realizado adaptaciones en los puntos de referencia óseos para ajustarlo al formato actual.

La apófisis coracoides resulta ser una estructura fundamental para este estudio, ya que muchas de las distancias medidas tienen su punto de referencia en la coracoides. Se emplea como punto fijo sobre el cual se miden las estructuras del plexo braquial, así como para valorar el alargamiento del brazo con respecto a otras referencias óseas, como son: el surco bicipital y el troquiter. Se eligió la coracoides por dos motivos principales: el primero de ellos es que es también el punto utilizado por otros artículos publicados para medir la distancia a la que se encuentra el nervio axilar (82,130–132); el segundo, porque la coracoides resulta un elemento óseo de referencia fundamental durante la cirugía de hombro.

La parte más lateral e inferior del acromion, en una radiografía simple anteroposterior de hombro, es el punto de referencia más empleado de la escápula sobre el cual medir el alargamiento en los estudios radiográficos (60,63,64). Dado que para encontrar esta referencia en un estudio anatómico supondría la desinserción del deltoides hasta dicho punto y por lo tanto una mayor alteración de las relaciones anatómicas, se decidió seccionar la inserción del deltoides solo hasta la articulación acromioclavicular y utilizar dicha articulación como punto de referencia. La elección de la articulación acromioclavicular como referencia se puede justificar con dos motivos: se produce una menor desinserción de la musculatura deltoidea y por tanto menor alteración de las relaciones anatómicas, y es un punto más fácilmente reproducible en estudios anatómicos.

Para valorar el alargamiento del brazo se emplea la distancia entre la articulación acromioclavicular y la superficie articular distal del húmero, que es una adaptación de la medida de Lädermann et al (60), de la distancia entre el acromion y el eje epicondíleo. La superficie articular distal del húmero resultó ser un punto de referencia más fácilmente identificable y, por lo tanto, más reproducible en un estudio anatómico que el eje epicondíleo radiográfico.

Otro método para valorar el alargamiento del brazo, de algunos estudios radiográficos, consiste en medir el espacio subacromial tomando como referencia el acromion y el troquiter (65,66). Normalmente se toma como punto de medición la parte más superolateral del troquiter en las radiografías. En este estudio esta referencia ha sido medida con la modificación explicada previamente, empleando la articulación acromioclavicular en lugar del acromion. Pero dado que el troquiter posee superficie amplia (longitud

media 32,8mm y anchura media de 17,1mm (133)), puede resultar ser un punto poco reproducible en los estudios anatómicos. Por este motivo, se decidió complementar la distancia entre articulación acromioclavicular-troquiter, con la distancia troquiter-coracoides y la distancia coracoides-surco bicipital.

El punto de medición en el surco bicipital corresponde al reborde medial de la misma en su punto más alto, esta referencia anatómica resulta ser más fácilmente reproducible en estudios anatómicos por presentar menor superficie. No ha sido encontrada en otros estudios ya que es una estructura difícil de valorar en radiología simple, y como se ha comentado previamente, la mayoría de los estudios de alargamiento del brazo encontrados en la literatura utilizan las radiografías como sistema de medición.

Posición del brazo

Al igual que en los estudios radiográficos, la posición del brazo modifica las distancias (71), Flatow et al demostraron que se produce variación de la distancia entre el troquiter y el acromion en función de la abducción del brazo, usando para ello cadáveres no embalsamados (134). Es por ello por lo que las distancias fueron medidas con el brazo a 0º y 50º de abducción.

6.1.2.2 Valoración del desplazamiento y alargamiento de las estructuras vasculares y nerviosas

Para la elección de los puntos de referencia empleados para medir tanto el alargamiento que se produce dentro de cada estructura vasculonerviosa, como el cambio de posición que esta sufre al colocar una prótesis invertida, se utilizaron como referencia los artículos de Marion (82) y Van Hoof (83). Marion et al determinaban como punto de referencia en el nervio axilar, al punto que cortaba una línea imaginaria vertical desde la coracoides en el nervio y un segundo punto a una distancia conocida dentro del nervio. Van Hoof empleaba varias medidas dentro de cada nervio: a la altura del inicio de las divisiones del plexo braquial, al nivel del inicio de los cordones, al nivel del inicio de los nervios periféricos, en los nervios periféricos a nivel de la diáfisis humeral y en el codo.

Como se ha comentado previamente, la escasez de estudios anatómicos centrados en las prótesis invertidas y su repercusión en el alargamiento del plexo braquial, han hecho que la metodología del presente estudio haya sido adaptada. Es por ello, por lo que se eligió el punto de referencia en todos los nervios el origen de cada uno de los ramos terminales del plexo braquial: axilar, radial, musculocutáneo, mediano y ulnar, dicho punto era medido respecto un punto óseo fijo que era la coracoides. Y para valorar cuanto se modificaba cada estructura respecto a sí misma, se decidió marcar un segundo punto de referencia dentro de cada nervio 10mm distales al origen, asemejándose dicho método al propuesto por Marion.

Además, para el caso del nervio axilar se decidió también valorar el punto de referencia descrito por Marion, que corresponde a la vertical de la coracoides.

No se ha encontrado en la literatura ningún estudio que analice las variaciones de longitud que se producen en los componentes vasculares del plexo al colocar una prótesis invertida. Para las estructuras vasculares analizadas en este estudio: arterias circunfleja humeral anterior y posterior, se ha seguido el mismo esquema empleado para los ramos terminales del plexo. Por lo que los dos puntos de referencia tomados son: su origen y 10mm distales al mismo, ambos puntos también medidos con respecto a la coracoides.

Para el caso de la arteria axilar, se ha elegido el segundo segmento de esta, considerándose el origen el punto en la arteria axilar inmediatamente distal a la salida del troco toracoacromial, y el segundo punto de referencia, 10mm distal al origen. Estos dos parámetros se han medido respecto a la coracoides, al igual que el resto de las estructuras vasculares y nerviosas. Se ha elegido el segundo segmento de la arteria axilar, por encontrarse aproximadamente al mismo nivel que los orígenes de los ramos terminales del plexo braquial.

Tanto para los ramos terminales del plexo braquial, como para las estructuras vasculares, todas las medidas han sido tomadas únicamente con el brazo a 50º de abducción. Esto se ha realizado de esta manera, ya que a 0º de abducción las estructuras vasculo-nerviosas resultan prácticamente inaccesibles en una disección y se encuentran totalmente superpuestas.

6.1.2.3 Nervio supraescapular

El nervio supraescapular merece un estudio aparte del resto de los ramos terminales del plexo braquial. Ya que las alteraciones que se producen en el mismo tras la colocación de una prótesis invertida, no están tanto en relación con el alargamiento del brazo, sino con la lesión directa con los tornillos que fijan la metaglena a la escápula.

Para valorar el riesgo de lesión del nervio supraescapular, se ha seguido el modelo de estudio propuesto en la literatura por Molony y Hart (103,104). Se ha procedido a la colocación de dos modelos protésicos, con dos sistemas de fijación a la escápula diferentes (uno con cuatro y otro con dos tornillos). Durante la implantación de la prótesis, se colocaron los tornillos según la longitud requerida en cada hombro y posteriormente se realizó una disección de la región posterior del hombro para valorar la relación de los tornillos con el nervio supraescapular.

En la literatura también se recogen datos de la relación entre el nervio supraescapular y los tornillos de la metaglena basándose en estudios de TC (105,106) que serán presentados posteriormente.

6.1.2.4 Elección de modelos protésicos

Existen varios tipos de diseños de prótesis invertida si los clasificamos según la localización del centro de rotación: tipo Grammont (con el centro de rotación sobre la glena), aquellos que lateralizan la glena protésica dejando el centro de rotación lateral a la superficie glenoidea, y aquéllos que lateralizan más el componente humeral o también conocido como mayor offset humeral. El presente estudio se ha centrado en dos modelos protésicos diferentes que comparten la misma filosofía del diseño original de Grammont: SMR® (Lima) y Delta Xtend® (DePuy-Synthes). Al compartir la misma filosofía de diseño protésico, los cambios que se encontraban en este estudio, pueden ser atribuidos al cambio anatómico que produce en general la colocación de una prótesis invertida, y no tanto a diseños protésicos distintos.

6.1.3 Validez de los resultados del estudio anatómico

6.1.3.1 Alargamiento del brazo y referencias óseas

El parámetro de distancia entre el acromion y la superficie articular distal del húmero, sería comparable con el descrito por Lädermann et al(60) entre el eje epicondíleo y el acromion. Nuestra media es de 10,5mm, frente a unos valores entre 16-22mm descritos en la literatura (ver Tabla 2). Los datos del presente estudio están obtenidos en cadáveres embalsamados en decúbito supino, se asume que han perdido las propiedades viscoelásticas de los tejidos, por lo que el alargamiento esperable podría ser menor que en el tejido vivo. Por otro lado, los estudios radiográficos se toman con el paciente en bipedestación, no decúbito supino, por lo que la gravedad podría tener algún efecto en las medidas obtenidas.

Hasta la fecha no se han encontrado estudios anatómicos que valoren exclusivamente referencias óseas para medir el alargamiento que se produce en un brazo tras la colocación de una prótesis invertida. Tanto de manera radiográfica, en los estudios previamente publicados (13,60–63,65,66,135), como en el presente estudio, se aprecia el alargamiento que se produce en el brazo y en el espacio subacromial, al descender el centro de rotación del húmero, al colocar una prótesis invertida. Aunque si comparamos los valores absolutos no son iguales, sí que se puede apreciar el alargamiento del brazo en ambos modelos de estudio. En el estudio actual se ha trabajado con cadáveres embalsamados que han perdido las propiedades viscoelásticas de los tejidos, además de la ausencia del tono muscular que hace que los valores absolutos no sean comparables, pero sí que se demuestra la tendencia al alargamiento con los datos obtenidos.

6.1.3.2 Nervio axilar

Son varios los estudios anatómicos publicados que intentan establecer el recorrido de dicho nervio y su relación con las estructuras circundantes, para comprender la anatomía del mismo y así poder evitar su lesión durante la cirugía(136–141). Apaydin et al(130) y Tubbs et al(131) analizan la anatomía del nervio axilar desde su origen, hasta su paso por el espacio cuadrilátero de Velpeau. Ambos utilizan cadáveres embalsamados y emplean un abordaje anterior de hombro para realizar la disección, utilizan la coracoides como punto de referencia desde el cual medir la distancia a la que se encuentra el nervio axilar (37mm y 40mm respectivamente). Este valor sería comparable a nuestro parámetro Ca-Aa (Coracoides-Vertical de la coracoides en el nervio axilar), que tiene un valor medio de 39,5mm.

El porcentaje de alargamiento encontrado para el nervio axilar se ha medido en dos puntos: en el origen y 10mm distales a él; y en el punto que corta con la vertical de la coracoides y 10mm distales a él; tal y como describió Marion et al (82). En ambos puntos, se encuentra un aumento significativo de la longitud del nervio al colocar la prótesis, no existiendo diferencias entre los dos modelos protésicos. Se ha encontrado mayor alargamiento a nivel del origen (14,9%) que a nivel distal (11,95%), esto podría justificarse, por el hecho de que en el origen el nervio se encuentre más fijo, al ser justo en el punto que se diferencia del plexo braquial y está sometido a más tensiones y le suponen mayor estiramiento.

Son pocos los estudios que valoran el porcentaje de alargamiento del nervio axilar al colocar una prótesis invertida. En el estudio anatómico de Marion et al encuentra alargamientos en torno al 9-13% del nervio axilar, tomando como punto de referencia

la vertical respecto a la coracoides (82). Van Hoof et al encuentran paradójicamente una retracción del mismo en su estudio del 10,51%, pero cabe destacar que se trata de un estudio radiográfico con un único cadáver, en el que la posición de rotación del hombro, pre y postimplante, no fue controlada pudiendo afectar en dicho valor (83).

No se han encontrado hasta la fecha más estudios que valoren el porcentaje de alargamiento en el nervio axilar tras colocar una prótesis invertida. Cabe destacar que tanto en el presente estudio, como en el de Marion et al (82), se aprecia una tendencia al alargamiento del mismo.

6.1.3.3 Otros ramos terminales del plexo braquial

Hasta la fecha no se ha encontrado en la literatura otro estudio que valore el alargamiento que se produce en el resto de los ramos terminales del plexo braquial, salvo el de Van Hoof(83) que está basado en un único espécimen y encuentra alargamientos entre el 3-19,26% en el plexo braquial. Al tratarse de un estudio basado en TC con un único cadáver, sus resultados no se pueden comparar en términos absolutos con el presente estudio, pero sí en términos cualitativos en que ambos demuestran una tendencia de alargamiento nervioso del plexo braquial al colocar una prótesis invertida de hombro.

En el presente estudio, se ha encontrado de media un alargamiento en cada estructura nerviosa de 2mm a la altura estudiada del plexo braquial. La variación de alargamiento a este nivel en las estructuras nerviosas es bastante similar para todos los ramos terminales del plexo. Puede que el alargamiento global que se produce en el brazo provoque tensiones en los nervios, en otras localizaciones a lo largo del brazo, que supongan un mayor estiramiento de estos. En el estudio de Van Hoof, el desplazamiento que se aprecia de los ramos terminales del plexo a lo largo del brazo es mayor a lo largo de la diáfisis humeral y el codo, que a la altura propia del plexo braquial(83).

Los nervios estudiados justo a la salida del plexo braquial se encuentran, en cierta medida, fijados a las estructuras circundantes pudiendo así limitar su desplazamiento y su posible alargamiento. Por otro lado, al realizarse el estudio en cadáveres embalsamados puede infraestimar el alargamiento real que se produce en dichas estructuras. Si valoramos el dato en términos relativos en lugar de absolutos, sobre una distancia conocida de 10mm, los marcadores en los nervios pasan a encontrarse a 12mm, lo que

supone un alargamiento del 20% en esa zona estudiada. Se podría esperar que 2mm de alargamiento no presenta relevancia clínica, pero lo que pretende demostrar el presente estudio es que, sí existe alargamiento dentro de las estructuras del plexo braquial.

Si se analiza en conjunto el aumento del espacio subacromial encontrado y el alargamiento de las estructuras vasculares y nerviosas, se puede apreciar cierto aumento proporcional para ambos. Aumentando el espacio subacromial 20-30% (según las distancias coracoides-surco bicipital, coracoides-troquiter, troquiter-articulación acromioclavicular), y las estructuras del plexo braquial y arteria axilar entre 14 y 24%.

Este estudio, junto con los estudios anatómicos de Marion y Van Hoof (82,83), se complementan con los estudios anatómicos de Lenoir y Kam (90,91), que aportan los valores de la tensión a la que se somete el plexo braquial al colocar una prótesis invertida. Encuentran que, el momento tras la reducción de la prótesis invertida es uno de los puntos en los que mayor tensión se somete al plexo, según Lenoir y Kam (90,91), y es en este momento en el que se han recogido los datos del presente estudio. En el estudio de Lenoir(90), tras la reducción de la prótesis, la tensión no aumenta de manera diferente en los ramos terminales del plexo, salvo si se colocan insertos de polietileno de mayor grosor, siendo el nervio axilar el que se ve sometido a más tensión respecto al resto de los nervios. En el caso del estudio de Kam(91), no se señala a ninguno de los cordones del plexo que presente más riesgo de lesión que otro. En el presente estudio, se aprecia un alargamiento bastante homogéneo en todas las estructuras, sin que una destaque significativamente sobre el resto. Es por todo esto, por lo que no se ha determinado hasta la fecha que ninguna estructura del plexo braquial esté más predispuesta a sufrir daño que otra tras la reducción.

La repercusión clínica de estos hallazgos es difícil de cuantificar directamente, son los estudios de monitorización neurofisiológica intraoperatoria y postoperatoria, los que permiten determinar en cierta medida el efecto que tiene la cirugía de prótesis invertida en las estructuras nerviosas. Sin embargo, son pocos los que analizan la relación entre el alargamiento del brazo con las alteraciones neurofisiológicas encontradas. Tanto Lädermann(54), como Lopiz(70), encuentran un porcentaje alto de alteraciones neurofisiológicas en el postoperatorio 47,3% y 31,5% (54,70), con respecto al alargamiento del brazo de 2,7cm y 1,9cm (54,70).

Estudios de monitorización neurofisiológica intraoperatoria detectan un mayor número de alteraciones en los momentos de: la exposición de la glena, el fresado del canal humeral y en posiciones extremas del brazo (como extensión del hombro mayor de 60º, la asociación de extensión y rotación externa del hombro)(52,68). Estos pasos intraoperatorios, coinciden con los aumentos de tensión encontrados en el plexo braquial de los estudios anatómicos realizados por Lenoir y Kam al colocar una prótesis (90,91). Sin embargo, muchas de las alertas neurofisiológicas intraoperatorias no se mantienen durante el postoperatorio, y la mayoría se resuelven espontáneamente durante los primeros meses postquirúrgicos (68,92).

Parecería que las alteraciones neurológicas encontradas en relación con la cirugía de prótesis invertida tienen un componente multifactorial: posiciones extremas durante la cirugía, colocación de separadores, alargamiento del brazo y estiramiento de las estructuras neurovasculares durante la cirugía, además de la lesión directa que se podría provocar.

6.1.3.4 Estructuras vasculares

No se han encontrado hasta la fecha estudios anatómicos que analicen los cambios que se producen en la arteria axilar, ni en las arterias circunflejas tras colocar una prótesis invertida.

La arteria axilar sufre de media un alargamiento del 24,75%, este porcentaje es similar al alargamiento de las estructuras del plexo braquial. Sin embargo, la repercusión funcional y clínica esperada del alargamiento de una arteria de este calibre es esperable que sea menor, que la que se produce en una estructura nerviosa. Esta diferencia puede estar basada fundamentalmente en la composición histológica de ambas estructuras: las arterias del calibre de la arteria axilar poseen un alto contenido en músculo liso y fibras elásticas, mientras que los axones que componen los nervios del plexo carecen de estas características elásticas(142).

Existen varios casos reflejados en la literatura que informan de lesiones vasculares en relación con la colocación de una prótesis de hombro, ya sea por lesión directa durante la cirugía (49), o por trombosis y disección de la arteria axilar (48,143). Sin embargo, el grado de alargamiento encontrado en la arteria axilar en el presente estudio, resulta ser un factor causal poco probable que pueda justificar estas lesiones. Traumatismos directos durante la cirugía, posiciones extremas, colocación de separadores próximos a esta estructura, pueden ser causas más probables de lesión.

6.1.3.5 Nervio supraescapular

Son varios los estudios anatómicos que han valorado las longitudes de tornillo que se pueden implantar en función de los diferentes modelos de prótesis.

La mayoría de los estudios recogen los datos de la longitud de los tornillos empleados en la implantación de las prótesis y posteriormente analizan su relación con el nervio supraescapular. Los datos recogidos en la literatura se resumen en la siguiente tabla.

Tornillo	Delta Xtend® (Molony 2011) (103)	Encore® (Hart 2013) (104)	Aequalis® (DiStefano 2011)(105)	Aequalis® (Humphrey 2008)(106)		Delta Xtend® (Presente estudio)	SMR® (Presente estudio)
				Ángulo fijo	Ángulo variable		
Superior	36,6mm (32-42)	29mm	35mm (27-43)	33mm (22-37)	36mm (29-40)	37,63mm (24-48)	33,57mm (25-40)
Inferior	36mm (30-40)	28mm	34mm (32-36)	43mm	47mm (45-54)	31,63mm (24-42)	30mm (25-35)
Anterior	29,4mm (26-30)	13mm	29mm (21-37)	28mm (17-50)	28mm (17-50)	21,27mm (18-30)	
Posterior	26,2mm (18-32)	15mm	19mm (10-28)	33mm (16-42)	33mm (16-42)	23,1mm (18-24)	

Tabla 50. Resumen de las longitudes de tornillos (mm) empleadas para la fijación de los diferentes modelos protésicos revisados.

Hasta la fecha, Molony et al (103) es el único artículo con el modelo protésico Delta Xtend®, que junto con este trabajo, valoran la relación del nervio supraescapular con los tornillos que fijan la metaglena de este tipo de prótesis invertida. El modelo Aequalis®, estudiado por DiStefano y Humphrey (105,106), presenta un diseño de la metaglena

muy similar al de la Delta Xtend®, ambas tienen un tetón central y cuatro tornillos que la anclan a la glena (144). El modelo Encore®, estudiado por Hart et al, en lugar de un tetón central, se utiliza un tornillo central y cuatro periféricos para fijar la metaglena por lo que los valores pueden resultar menos comparables (104). El modelo SMR® está fijado por un tetón central y dos tornillos (superior e inferior), y no se ha encontrado ningún otro artículo que estudie este modelo protésico.

Cabe destacar la amplia variabilidad y rango de longitudes de todos los tornillos en todos los estudios revisados, pero existe una cierta similitud en los valores medios. Aunque la metodología de los estudios no es comparable en su totalidad, éstos permiten conocer una estimación de las longitudes de tornillos empleadas para cada modelo.

La literatura recoge entre un 20-40% de casos en los que el tornillo superior atraviesa la segunda cortical de la escápula y se encuentra fuera de la zona de seguridad del supraescapular pudiendo así lesionarlo (103,106). En esta serie, el tornillo superior protruyó en tres escápulas (15%), de los cuales uno de ellos se encontró en contacto con el nervio (5%).

Tanto el tornillo superior como el posterior, si sobresalen de la cortical de la escápula, pueden entrar en contacto con el nervio supraescapular y lesionarlo. Debido a la geometría de la escápula y de los diseños protésicos, el tornillo posterior es el que más frecuentemente se encuentra fuera del hueso en la mayoría de las series, aunque estas cifras son muy variables: 20, 40 y 90% (103,104,106). Si comparamos la serie de Molony et al (103), que usa el mismo modelo protésico que este estudio, encuentran que el 90% de los casos el tornillo superior perfora el hueso encontrándose a menos de 5mm del nervio supraescapular en el 40%; sin embargo, en este estudio el tornillo posterior

perfora la cortical el 36,36% de los casos y solo el 18,18% se encuentra a menos de 5mm del nervio.

El tornillo inferior atraviesa la segunda cortical entre un 16,67-30% según las series revisadas (104,106), pero no se ha relacionado con la lesión de ninguna estructura neurovascular. En el presente estudio se encontró una protrusión del tornillo en un total de tres casos (15%), sin llegar a contactar en ninguno de ellos con el nervio supraescapular.

No se ha descrito ninguna lesión neurovascular secundaria a la colocación del tornillo anterior, ya que queda rodeado de la musculatura del subescapular en los casos que perfora la cortical anterior de la escápula. La literatura recoge resultados variables en cuanto al número de tornillos que sobresalen del hueso en esta zona, entre 10 y el 100%, según Molony y Hart respectivamente (103,104). En este estudio se ha encontrado perforando la segunda cortical en un 36,36% de los casos, y en ninguno de ellos se encontraba relacionado con ninguna estructura anatómica de importancia.

Como se recoge en estos estudios anatómicos, los tornillos superior y posterior son los que presentan mayor riesgo de lesión del nervio supraescapular en su recorrido debido a la trayectoria de los mismos, si bien hasta la fecha solo se ha publicado un caso clínico por esta causa refiriéndose al tornillo superior, no al posterior (96). En nuestro estudio se perforó la segunda cortical, y por tanto existiendo riesgo de lesión del nervio en el 15%, para el tornillo superior en los dos modelos, y en el 36,36% de los casos para el tornillo posterior en el modelo Delta Xtend.

Las longitudes medias de los tornillos encontradas de los estudios anatómicos son útiles y han de tenerse en cuenta a la hora de seleccionar el tamaño de estos en las situaciones

clínicas. Ha de encontrarse un equilibrio entre la máxima longitud de tornillo que permita una fijación estable al hueso y el riesgo de protrusión de este en regiones que pueden poner en riesgo al nervio supraescapular (tornillos superior y posterior).

6.1.4 Objetivos alcanzados del estudio anatómico

- 1. Documentar el efecto de la prótesis invertida en la posición final del brazo, es decir, medir el alargamiento que se produce y su desplazamiento medio-lateral. Para ello se emplean referencias óseas utilizadas en estudios clínico-radiográficos.*

El primer objetivo de esta tesis era valorar el alargamiento que se produce en el brazo tras colocar una prótesis invertida, usando para ello referencias óseas en un modelo anatómico. Para establecer estas referencias óseas se han empleado las medidas adaptadas de la literatura para valorar el alargamiento del brazo que están descritas en estudios radiográficos. Es por ello por lo que los puntos de referencia anatómicos no coinciden completamente con la literatura existente, ya que no se ha encontrado hasta la fecha, ningún estudio anatómico que emplee elementos óseos como referencia para medir el alargamiento con este modelo de prótesis.

Se ha encontrado un alargamiento del brazo de hasta 10,5mm que resulta ser estadísticamente significativo. Si bien los valores absolutos de estas mediciones no coinciden con la literatura (que encuentra alargamientos ligeramente superiores: 16-22mm), coincide con el hecho de que se aumenta la longitud del brazo de manera significativa.

Si analizamos el espacio subacromial, que es un parámetro indirecto del alargamiento del brazo, se ha encontrado un incremento de entre un 20% y un 29,79% tras la colocación de una prótesis invertida, que también resulta ser estadísticamente significativa.

Aunque con este método se ha conseguido demostrar el alargamiento del brazo, estas mediciones se ven sometidas a múltiples variables que hay que tener en cuenta, como que la posición del brazo a la hora de tomar las medidas ha de ser siempre controlada y estandarizada, ya que cambios en la abducción y la rotación del brazo modifican la longitud de estas distancias. Este estudio se ha realizado en cadáveres embalsamados, por lo que las propiedades viscoelásticas de los tejidos se ven alteradas, así como no es posible valorar el efecto del tono muscular. Sin embargo, los resultados han conseguido demostrar un aumento estadísticamente significativo en estas distancias, que resultan ser puntos de referencia fáciles de localizar en un estudio anatómico, por lo que consideramos que pueden emplearse como base para futuros estudios.

2. *Medir la variación de los elementos nerviosos del plexo braquial (nervio axilar, radial, ulnar, mediano y musculocutáneo) tras la implantación de una prótesis invertida. Teniendo en cuenta su cambio de posición respecto a elementos fijos (referencias óseas) y si se producen cambios dentro de cada nervio (alargamiento).*

El segundo objetivo de la tesis pretendía valorar el efecto del alargamiento del brazo en todos ramos terminales del plexo braquial, recogiendo el alargamiento que se produce dentro de cada estructura y el desplazamiento que sufre.

Todos los ramos terminales del plexo braquial sufren un desplazamiento respecto de su posición inicial que resulta ser estadísticamente significativo, salvo el nervio radial en su punto de origen (pero sí en el otro punto de referencia). Este parámetro no se encuentra recogido en la literatura revisada, pero resulta ser un valor ilustrativo del cambio de posición en relación con un punto fijo proximal (coracoides), que sufren los nervios tras

la colocación de una prótesis. El conocimiento de estas distancias puede resultar de utilidad a la hora de realizar los abordajes quirúrgicos, y sobre todo a la hora de plantear cirugías de revisión protésicas.

Al medir la distancia entre dos puntos de un nervio partiendo de una distancia conocida, nos permite valorar el alargamiento que se produce dentro de cada estructura. Todos los nervios del plexo braquial sufren en mayor o menor medida alargamiento estadísticamente significativo al colocar la prótesis de hombro. Este método ha conseguido demostrar el alargamiento en estas estructuras.

Estos hallazgos sirven de información complementaria a estudios anatómicos recientes, que se centran en el estudio de la tensión a la que se someten los nervios tras la implantación de una prótesis invertida. El conjunto de todos estos estudios arrojan más luz a la incógnita de las lesiones neurovasculares que se producen tras la cirugía de prótesis invertida, si bien el efecto del alargamiento per se no parece ser la única causa que las origine, sino un factor añadido o predisponente a la lesión nerviosa si se le suman además situaciones de neuropatía previa, traumatismos directos durante la cirugía, colocación de separadores en localizaciones peligrosas o posiciones extremas del brazo durante la cirugía durante tiempos prolongados.

3. *Medir los cambios que se producen tanto en la arteria axilar, como en la arteria circunfleja humeral posterior y anterior respecto a estructuras óseas y documentar si se produce alargamiento de estas.*

No se han encontrado estudios anatómicos previos que analicen el cambio de posición y el alargamiento que sufre la arteria axilar y las arterias circunflejas en la colocación de una prótesis invertida.

La arteria axilar sufre un desplazamiento y un alargamiento estadísticamente significativos. Hechos todavía no documentados en la literatura. Sin embargo, dada las características elásticas de las arterias, no está claro que este hecho pueda tener repercusión clínica.

Este efecto no se reproduce de la misma manera en las arterias circunflejas humerales, probablemente en relación con su trayecto horizontal respecto al eje del brazo, que hace que sea vean menos influenciadas por el alargamiento de este.

4. *Documentar la relación de los tornillos de la metaglena de la prótesis invertida respecto al nervio supraescapular.*

El presente estudio complementa a los descritos previamente en la literatura, que arrojaban datos sobre la relación de los tornillos de la metaglena con respecto al nervio supraescapular. Solo se conocía un único estudio con el modelo Delta Xtend y ninguno para el modelo SMR. Aunque la incidencia de las lesiones del nervio supraescapular en la literatura no es muy alta, sí que resulta ser un hecho clínicamente relevante, ya que conociendo la anatomía escapular y la longitud media de tornillo

admitido para cada modelo protésico, es fundamental para prevenir lesiones iatrogénicas del mismo.

5. *Determinar si existen diferencias para los parámetros anteriores si se usan dos modelos de prótesis diferentes pero basadas en el diseño de Grammont, es decir, con principios biomecánicos similares.*

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los modelos protésicos empleados (Delta Xtend y SMR) para las medidas analizadas en este estudio, salvo para la distancia surco bicipital-coracoides. Ambos modelos protésicos presentan un diseño biomecánico similar al trasladar el centro de rotación medial e inferior, por lo que los cambios que producen en las estructuras anatómicas son de magnitud similar para la mayoría de estas.

VI.II DISCUSIÓN DEL ENSAYO DE FOTOELASTICIDAD

6.2.1 Interpretación de los resultados del estudio de fotoelasticidad

6.2.1.1 Hombro sin prótesis

En el primer ensayo realizado se empleó un modelo del hombro sin prótesis. Para analizar la distribución de las franjas/líneas isocromáticas del húmero, se realizó primero un análisis de la pieza completa, y posteriormente, se realizaron secciones axiales del mismo para valorar la distribución de las líneas tensión en el interior de la pieza.

En el análisis del modelo de hombro sin prótesis, a nivel del húmero se encuentra mayor concentración de líneas de tensión a nivel de la superficie articular proximal, tanto cuando se analiza la pieza completa, como en secciones axiales, que corresponden al punto de contacto entre el húmero y la cavidad glenoidea de la escápula.

Según se aleja de la superficie articular del húmero, se aprecia una distribución de tensiones localizada en la región periférica del hueso, región que correspondería con el hueso cortical. Al analizar las tensiones que se distribuyen en la periferia del húmero, se confirma mediante el test de la uña que son fuerzas de compresión.

Sin embargo, la zona central del húmero, que correspondería al canal medular, se encuentra sin tensiones.

Al analizar la escápula ensayada sin prótesis, se utiliza solo el modelo completo, ya que al ser un hueso más plano, la superposición de líneas de tensión es menor y permite el análisis de las franjas isocromáticas.

En la escápula sin prótesis se concentran las líneas de tensión que representan fuerzas de compresión en la superficie glenoidea, así como en el acromion y coracoides, siendo de pequeña intensidad.

Las líneas tensión encontradas en la superficie articular proximal del húmero y en la cavidad glenoidea son congruentes, y corresponde al punto de contacto donde articulan ambos huesos en el montaje.

En ambos huesos sin prótesis, se aprecian concentraciones de líneas de tensión en los puntos de anclaje que simulan las inserciones musculares, que no se tienen en cuenta para el análisis, ya que son elementos necesarios añadidos al modelo que no reproducen la anatomía normal.

6.2.1.2 Hombro con prótesis

Si valoramos de manera conjunta los hallazgos del ensayo de fotoelasticidad para ambas prótesis, en el análisis de la escápula completa se aprecia un aumento de concentración de líneas de tensión en la región de contacto entre la metaglena protésica y la superficie articular de la glena, así como entorno a los tornillos que la fijan.

La concentración de las tensiones entorno a los tornillos varía en función del modelo y el inserto: los tornillos superior e inferior de la Delta Xtend son los que más tensiones concentran; en el modelo SMR se aprecia gran concentración de franjas para ambos tornillos y son de mayor intensidad que en el modelo Delta Xtend. El modelo SMR al fijarse en la escápula solo en tres puntos, frente a los cinco de la Delta Xtend, concentra mayor número de franjas isocromáticas que la Delta Xtend, que las distribuye en más puntos.

En el caso de Delta Xtend el tornillo superior es el que más franjas presenta, seguido por el inferior, estos tornillos transmiten tensiones al hueso hasta zonas distales a los mismos. Los tornillos anterior y posterior de la Delta Xtend acumulan menos tensiones.

Los tornillos superior e inferior son los que más tensiones concentran, sin embargo, en el modelo Delta Xtend, estas tensiones se distribuyen además en los tornillos anteroposteriores que también soportan carga, aunque en menor medida.

Respecto al tetón central, el modelo de SMR se aprecian algunas franjas isocromáticas, pero para Delta Xtend no se aprecian tensiones en su zona. Esto último puede ser debido a la superposición de tensiones procedente de los cuatro tornillos que fijan la metaglena, que concentran tensiones de mayor intensidad y no permiten que se

aprecien las tensiones del tetón. Por todo ello, se puede concluir que las tensiones que transmite el tetón central son de pequeña magnitud. Si bien, aunque no concentre muchas tensiones a su alrededor, este elemento protésico tiene una función fundamental a la hora de la colocación del implante para su correcto centrado y posicionamiento, así como al estar recubierto de hidroxiapatita in vivo, aumenta la superficie de contacto y osteointegración de la prótesis.

Se ha encontrado en la unión del acromion al cuerpo de la escápula un aumento de líneas de tensión para todos los modelos protésicos ensayados. Se concentran en este punto tensiones por fuerzas de tracción y compresión, esto supone un hallazgo de especial relevancia clínica, ya que esta zona correspondería a los tipo II y III de las fracturas de estrés del acromion descritas por Levy (47). Las fracturas de estrés o por insuficiencia del acromion presentan una frecuencia baja en la clínica, 0,9-7% (45–47) pero suponen un empeoramiento de los resultados funcionales y de calidad de vida en los pacientes que la presentan (46).

En el análisis del húmero, al realizar cortes longitudinales, se puede apreciar que existen fuerzas de flexión sobre la región diafisaria, ya que la zona medial está sometida a fuerzas de compresión, y en la zona lateral de la diáfisis a fuerzas de tracción. Esta distribución de isocromáticas representando fuerzas de compresión y tracción, es similar para ambos modelos protésicos independientemente del tamaño del grosor del polietileno. Si comparamos este hallazgo con el húmero sin prótesis, en ese caso solo se encontraban fuerzas de compresión en la periferia del húmero (tanto medial como lateral), encontrándose la zona central descargada.

Pero si analizamos el componente humeral en cortes axiales, en ambos modelos se aprecia un aumento de tensiones en el contorno de la epífisis proximal del húmero, esa distribución no se modifica por el tamaño del inserto. Según se desciende por la diáfisis la distribución varía para los dos modelos protésicos, ya que la geometría de los implantes es muy diferente. El vástago Delta Xtend se caracteriza por unas aletas antirrotatorias proximales que concentran más tensiones que en la zona distal del vástago. La SMR se caracteriza por presentar un estriado en la región diafisaria proximal, que también genera una concentración de isocromáticas irregulares a su alrededor. En el caso del vástago SMR con inserto 3mm se apreció efecto punta, es decir, aumento de concentración de isocromáticas en el húmero justo al finalizar la punta del vástago.

En el presente estudio no se han encontrado diferencias llamativas en cuanto a la distribución de las tensiones en el vástago humeral para los dos vástagos protésicos, salvo por las esperables debido a su diferente geometría, como se ha expuesto previamente.

Si se compara la distribución de isocromáticas en el húmero sin prótesis y con prótesis, cabe destacar que para el húmero nativo la concentración de tensiones se encuentra en la periferia del húmero, siendo estas tensiones por fuerzas de compresión. Sin embargo, en los húmeros con prótesis la concentración de tensiones se encuentra en la interfase entre la prótesis y el hueso y no en la periferia de este, siendo el sentido de estas líneas de tensión por fuerzas de flexión. Es decir, las cargas son transmitidas a través del contacto de los componentes protésicos.

En el caso de la escápula sin prótesis, se encontraban concentraciones de líneas tensión en la interacción entre el húmero y la cavidad glenoidea. Esta interacción al colocar una

prótesis presenta una mayor superficie de contacto y mayor transmisión de tensiones a través del tetón, los tornillos y la base de la metaglena.

6.2.2 Validez de la metodología del estudio de fotoelasticidad

La fotoelasticidad es una técnica de estudio en biomecánica descrita y utilizada en estudio de implantes protésicos en medicina desde hace más de cincuenta años. Si bien su aplicación en el hombro es más reciente, y ha sido utilizada principalmente en modelos de prótesis anatómica de hombro (117,123–125).

En los últimos años, el desarrollo de los estudios de modelos de elementos finitos para el análisis de prótesis ha sido ampliamente utilizados. En el caso de la prótesis invertida de hombro, es una de las técnicas más utilizadas para su estudio biomecánico en la literatura. Estos estudios se han centrado principalmente en el componente escapular más que en el humeral, ya que la mayoría de los aflojamientos asépticos de estas prótesis se encuentran en la metaglena. (16,145–147)

Los estudios de elementos finitos modelizan el hombro en base a imágenes obtenidas, generalmente mediante TC, de estudios anatómicos o estudios con huesos sintéticos y en base a complejos algoritmos matemáticos. De esta manera crean una realidad virtual que simula el objeto de estudio y resulta ser una simplificación de la realidad. Estos modelos permiten predecir el comportamiento que tendrá el hombro y la prótesis en diferentes escenarios.

Los estudios de fotoelasticidad por otra parte, resultan ser estudios experimentales, y como tales son eminentemente prácticos. Los diseños experimentales, aunque tratan de emular la realidad lo más fielmente posible, también resultan ser una simplificación de esta. Es por todo ello, que los modelos virtuales de análisis de elementos finitos, y los modelos físicos como el basado en fotoelasticidad, resultan ser modelos de estudio biomecánico complementarios, no excluyentes.

El presente estudio de fotoelasticidad forma parte de un trabajo conjunto y multidisciplinar, junto con la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid, que ha consistido en fabricar un nuevo modelo del hombro para el análisis de las prótesis invertidas. Este proyecto se ha centrado en el análisis de la transmisión de tensiones en un hombro tras la colocación de una prótesis y para ello se han empleado técnicas de fotoelasticidad. Al ser el primer trabajo con este modelo, se analiza en primer lugar la distribución de tensiones en un hombro sin prótesis y posteriormente la distribución de las tensiones entre la prótesis invertida y el hueso. El modelo se ha ensayado en una única posición de equilibrio y el estudio de tensiones se ha llevado a cabo mediante el método conocido como congelación de tensiones.

El empleo de la fotoelasticidad para el estudio biomecánico de las prótesis de hombro, ha sido descrito hace años para las prótesis anatómicas. Su uso se ha centrado en el análisis de la transmisión de tensiones entre el componente escapular de las prótesis y la glena (117,122–125). Sin embargo, no se ha encontrado bibliografía que empleen este método para el estudio de las prótesis invertidas.

El modelo del hombro empleado han sido réplicas en resina epoxi para la escápula y el húmero, y réplicas de poliuretano de las prótesis estudiadas. Las réplicas de los huesos empleadas son modelos compactos y homogéneos, es decir, que no se reproduce la diferencia entre el hueso cortical y el esponjoso. Son pocos los estudios de fotoelasticidad sobre prótesis de hombro encontrados en la literatura, y algunos de ellos también emplean modelos de resina sólida sin reproducir la anisotropía del hueso (124,125).

La técnica de reproducción de las características del hueso cortical y esponjoso en modelos de resina para el estudio de fotoelasticidad fue descrita por Mushipe et al (148) para el fémur, pero no se ha sido aplicado para el caso del hombro hasta el momento. Sin embargo, el empleo de réplicas de hueso homogéneas, es decir, que no reproducen la diferencia entre el hueso esponjoso y cortical, ha sido ampliamente utilizada y validada en estudios de fotoelasticidad en otras localizaciones de la anatomía (fémur, columna vertebral, pie, maxilar, etc). (149)

La técnica de fotoelasticidad por reflexión, en el que el objeto a estudiar es recubierto por un material fotoelástico, solo permite analizar las tensiones que se producen en la superficie del objeto. Esta técnica es usada en el hombro por Pelletier et al (123), para valorar las tensiones que se generan en la escápula tras implantar diferentes modelos de prótesis anatómicas de hombro. Para ello emplean escápulas de cadáveres y las recubren mediante una resina fotoelástica y las someten a diferentes cargas ensayando varios modelos protésicos. Sin embargo, este método no permite el análisis de las tensiones internas que se producen en el interior del hueso.

La técnica de fotoelasticidad de congelación de tensiones fue elegida frente a la fotoelasticidad por reflexión, porque permite un análisis de las tensiones que se producen en la superficie y en el interior del material. De esta manera, se pueden realizar secciones en diferentes planos del espacio para conocer la distribución de franjas de tensión en el interior del material, evitando así la superposición de las líneas isocromáticas.

Para valorar la validez de los materiales elegidos en el desarrollo del modelo se analizó la relación de rigideces entre los dos materiales ensayados (resina epoxi y poliuretano)

y la relación de rigideces conocida entre el hueso y la prótesis reales. Se encontró que ambas relaciones de rigidez tenían el mismo orden de magnitud, por lo que la transmisión de tensiones resultado de la interacción en el modelo sería extrapolable a casos reales.

Aunque los materiales y el diseño de las réplicas no reproducen todas las características del tejido vivo; son útiles para el desarrollo del modelo físico de fotoelasticidad. Resultan ser manejables y fáciles de utilizar, permitiendo el desarrollo de múltiples réplicas para el ensayo de fotoelasticidad realizado. Además, al emplear la técnica de congelación de tensiones usando estos materiales, es posible realizar secciones de los modelos para analizar las tensiones internas que se producen en el interior de estos, y evitar así la superposición de franjas permitiendo así un análisis más minucioso.

Por todo esto, los datos obtenidos de este ensayo deben ser interpretados de manera cualitativa y no cuantitativa. Este método ha resultado útil para conocer las zonas del húmero y la escápula que se concentran más tensiones tras la implantación de una prótesis invertida.

El modelo ensayado ha sido estudiado en una única posición de equilibrio, utilizando una simplificación de las fuerzas musculares generadas con cargas bajas, aunque proporcionales a las tensiones reales. El inconveniente que esto presenta es que las deformaciones y las tensiones que se ven reflejadas son más bajas que las reales, pero dado que el análisis que se realiza de la distribución de las tensiones es cualitativo y no cuantitativo, este diseño resulta válido.

6.2.3 Validez de los resultados del estudio de fotoelasticidad

Los resultados del ensayo del hombro sin prótesis permiten apreciar que las tensiones se centran en las zonas de contacto entre la glena y la cabeza humeral, y que estas se suavizan según nos alejamos de la articulación.

Sin embargo, el patrón de tensiones se ve modificado radicalmente al implantarle una prótesis. Se han ensayado dos modelos protésicos: Delta Xtend y SMR con dos grosores diferentes de insertos de polietileno para cada modelo. Se han analizado los resultados, tanto en el componente escapular como el humeral, bajo un polariscopio circular se han analizado los modelos completos (3D). Posteriormente se han realizado secciones de estos para analizarlos en cortes longitudinales y axiales, en el caso del húmero y sagitales para la escápula.

Aunque se trata de un modelo experimental en el que los datos obtenidos deben ser interpretados de manera cualitativa, no cuantitativa, arroja mucha información sobre la modificación de la transmisión de las cargas a las que se ve sometido el hombro, tras la implantación de una prótesis invertida.

Los resultados obtenidos del análisis de la escápula ponen de manifiesto la gran concentración de tensiones que se acumulan en torno al componente de la metaglena y sus tornillos. La mayoría de los estudios biomecánicos de este tipo de prótesis se centran en el estudio de la metaglena, ya que es el componente que más problemas de aflojamiento ha presentado en las series clínicas. El conocimiento de la distribución de estas tensiones, arroja más datos que permiten seguir comprendiendo el porqué de estos aflojamientos, y pueden ayudar en el diseño de futuros implantes que reduzcan la incidencia de este problema.

Los datos obtenidos de fotoelasticidad entorno a los tornillos de la metaglena tienen correlación con algunos estudios basados en análisis de elementos finitos, como es el de Quentral et al, que encuentran mayor remodelación ósea en las regiones cercanas a los tornillos, debido a las tensiones a las que está sometido el hueso en dicha zona (150).

Además, en el análisis de la escápula se pueden apreciar un aumento de las franjas de tensión en la región del acromion, en la que se encuentran las fracturas de estrés tipo II de Levy. Este tipo de fracturas son complicaciones encontradas hasta en un 7% de los casos y son de gran relevancia para el paciente ya que pueden suponer un gran empeoramiento funcional para el paciente, y en ocasiones hasta reintervenciones (46). Este hallazgo también es comentado por Wong et al, en su estudio de elementos finitos con la prótesis Delta Xtend, en la que encuentran aumento de tensiones en la región II del acromion al aumentar la abducción del brazo y al lateralizar la glenosfera (146).

Los resultados encontrados en el componente humeral para ambos modelos protésicos nos permiten valorar que la tendencia de localización de tensiones es bastante similar, si bien la geometría del implante hace que la distribución de las franjas isocromáticas sea diferente. Existe menor concentración de tensiones en la región metafisaria para los dos modelos. A nivel diafisario, proximal y distal, SMR presenta mayor concentración de tensiones por su mayor estriado en la superficie del vástago. Delta Xtend presenta un aumento de tensiones a nivel diafisario proximal por la presencia de dos aletas, pero distalmente las tensiones se suavizan.

Los hallazgos en el vástago SMR coincidirían y justificarían los resultados radiográficos descritos en la literatura que informan de que la región metafisaria proximal puede sufrir stress shielding o desfuncionalización (reabsorción ósea como adaptación del

hueso a una disminución de la carga a la que está sometido a ese nivel), secundario al anclaje diafisario que tiene este diseño protésico. (151) El fenómeno de stress shielding también se ha descrito en clínica para el modelo Delta (44), que como se ha comentado en el estudio de fotoelasticidad, presenta menos concentración de tensiones a nivel metafisario proximal en este estudio.

6.2.4 Objetivos alcanzados del estudio de fotoelasticidad

1. *La transmisión de las tensiones en un modelo de fotoelasticidad del hombro en una posición de equilibrio es diferente si se le implanta una prótesis invertida.*

El modelo experimental ensayado ha sido capaz de identificar la distribución de las tensiones que se producen en el hombro al colocarlo en una posición de abducción de 90º, mediante técnicas congelación de tensiones de fotoelasticidad para un modelo del hombro sin prótesis y con prótesis invertida.

Se ha encontrado que la distribución de estas tensiones es diferente para las réplicas del hombro en las que se implantaba una prótesis invertida, si se comparan con la réplica del hombro sin prótesis.

2. *Determinar los puntos de concentración de tensiones en el hueso tras implantar una prótesis invertida mediante ensayos de fotoelasticidad.*

En la escápula se ha encontrado una gran concentración de tensiones en torno a los tornillos que fijan la metaglena protésica, siendo los tornillos superiores e inferiores los que más tensiones acumulan. Este estudio ha permitido valorar que el tetón central para ambos modelos protésicos transmite poca carga, ya que acumula poca cantidad de franjas isocromáticas. Se ha encontrado, para ambos modelos de prótesis, que en la región del acromion II-III de Levy se acumulan fuerzas de tracción y compresión, que pueden justificar los hallazgos en clínica de las fracturas por insuficiencia de la escápula con este diseño de prótesis.

En el caso del húmero, la distribución general de tensiones se encuentra en la interfase entre la prótesis y el hueso, mientras que en el modelo sin prótesis se encontraba en la periferia (zona cortical) del húmero. La distribución de tensiones es diferente para los dos modelos protésicos ensayados debido a las diferencias en la geometría que presentan ambos vástagos protésicos.

3. Determinar la distribución de tensiones en el modelo con dos tipos de prótesis de hombro invertida según el tipo de prótesis y el tamaño del inserto de polietileno.

Las diferencias fundamentales encontradas en la escápula entre ambos modelos están en la fijación de los tornillos. El tornillo superior es el que más tensiones acumula, seguido por el inferior para ambos modelos protésicos. Sin embargo, la intensidad de estas tensiones es mayor para el modelo SMR. El modelo Delta Xtend distribuye las cargas de la metaglena a través de dos tornillos más: uno anterior y otro posterior.

El tetón central de la metaglena trasmite poca carga, pero esta es más intensa en el modelo SMR que en el Delta Xtend.

El hallazgo de las líneas de tensión por fuerzas de flexión encontradas en la base del acromion, es similar para ambos modelos protésicos, si bien aumenta con el grosor del polietileno en el modelo Delta.

En el caso de los vástagos protésicos, en ambos modelos se acumulan fuerzas de flexión en la diáfisis humeral, no encontrándose diferencias según el modelo de prótesis. Pero la distribución de las franjas de tensión varía debido al diferente diseño que presentan los vástagos de cada uno de los modelos.

VI.III FUTURAS DIRECTRICES

Este trabajo representa un punto de partida sólido para analizar los desarrollos futuros que la cirugía protésica del hombro tiene que acometer. Solo tenemos que pensar en el inevitable incremento de la cirugía primaria y cirugía de revisión, que acompaña a la supervivencia de los implantes que se usan en la actualidad. Las posiciones de partida en una cirugía de revisión, tanto de elementos protésicos como de los elementos anatómicos, están distorsionadas y ello hace que el conocimiento de las relaciones en situaciones primarias sea imprescindible, ya que es el comienzo del estudio en situaciones complejas o de revisión. Este estudio anatómico documenta y recoge las relaciones de todos los elementos vasculares y nerviosos, con respecto al hombro y por tanto a los elementos protésicos.

Desde el punto de vista fotoelástico, dado que el presente modelo nos ha permitido realizar un análisis cualitativo de la distribución de las tensiones en el hombro tras colocar una prótesis invertida, abre una amplia variedad de posibilidades en cuanto a continuar en esta línea de investigación. Se han de ensayar diferentes posiciones del hombro para valorar si la distribución de franjas isocromáticas se modifica o se mantiene. Además, se pueden modificar las cargas a las que se ha sometido la articulación para determinar si varían las tensiones o no.

Otro elemento a estudiar en este modelo, es la distribución de tensiones a las que se ven sometidos los componentes protésicos. Para ello habría que modificar los materiales ensayados, de manera que las réplicas de las prótesis permitieran realizar un análisis de fotoelasticidad.

El modelo actual ha sido capaz de demostrar y analizar de manera cualitativa la distribución de tensiones a las que se ve sometido el hombro, tras colocarle una prótesis invertida. Este modelo físico puede servir como base o complemento para futuros estudios biomecánicos no solo de fotoelasticidad, sino para el desarrollo de nuevos modelos, incluso para el desarrollo de un modelo de elementos finitos.

VII. CONCLUSIONES

VII.I CONCLUSIONES DEL ESTUDIO ANATÓMICO

1. Se ha encontrado que se produce un alargamiento medio del brazo de 10,5mm tras colocar una prótesis invertida en cadáveres embalsamados. Además, se ha apreciado que el espacio subacromial aumenta entre un 20% y 29%.
2. Los ramos terminales del plexo braquial experimentan un alargamiento entre 1,2 y 2,31mm al nivel del brazo estudiado. Estas estructuras nerviosas sufren un cambio de posición relativa medido respecto a la coracoides de entre 2 a 6mm.
3. El alargamiento de las estructuras vasculares, al nivel del brazo estudiado, es de pequeña magnitud (media de 2,4mm para la arteria axilar, 0mm para las arterias circunflejas). El cambio de posición relativa de estos vasos varía entre 3,2 a 3,98mm.
4. Los tornillos superior y posterior que fijan la metaglena suponen un riesgo de lesión del nervio supraescapular. Esto es debido a la cercanía que existe entre el nervio y los tornillos cuando protruyen en la fosa supraespinosa o infraespinosa.
5. No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas para los parámetros estudiados según los dos tipos de prótesis empleadas: SMR y Delta Xtend. Salvo para el valor de la distancia entre el acromion y surco bicipital.

VII.II CONCLUSIONES DEL ESTUDIO DE FOTOELASTICIDAD

1. El modelo de fotoelasticidad del hombro con prótesis invertida presenta una distribución de franjas de tensión diferente al hombro sin prótesis. La escápula sin prótesis presenta baja concentración de líneas de tensión en relación a la escápula con prótesis. En el húmero sin prótesis, las líneas de tensión se concentran en la periferia de la diáfisis, y en el húmero con prótesis las líneas de tensión se concentran en la zona de interacción entre el hueso y la prótesis.
2. En la posición de 90º de abducción en la diáfisis humeral se concentran líneas de tensión por fuerzas de flexión para el húmero con o sin prótesis. Es decir, en la región diafisaria medial se concentran fuerzas de compresión, y en la lateral fuerzas de tracción.
3. En el modelo de fotoelasticidad ensayado, para los dos tipos de prótesis y grosores de polietileno, se aprecia una mayor concentración de líneas de tensión en la escápula en torno a los tornillos. Siendo el tornillo superior el que más carga transmite en todos los casos, incluso más allá de su longitud.
4. Las tensiones transmitidas por el tetón central de la metaglena son bajas para el modelo de prótesis SMR, y prácticamente inapreciables para el modelo Delta Xtend.
5. En la glena protésica, en la región del tubérculo supraglenoideo y en la base de la coracoides se acumulan tensiones moderadas, éstas están en relación con el tornillo superior y se encuentran en los dos modelos de prótesis ensayados. Sin embargo, la región periférica de la glena está más descargada en todos los casos.

6. En la región de la unión del acromion con la escápula se concentran líneas de tensión por fuerzas de compresión y tracción para los modelos protésicos ensayados. La localización de estas líneas de tensión se corresponde con la localización de las fracturas de estrés del acromion tipo II-III de Levy.
7. Cambios en el grosor del inserto de polietileno modifican la intensidad de las franjas isocromáticas, pero no la distribución de las mismas. Esto ocurre con ambos diseños protésicos.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

VIII.I BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN DE APARICIÓN EN EL TEXTO

1. Luime J, Koes B, Hendriksen I, Burdorf A, Verhagen A, Miedema H, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol*. 2004;33(2):73–81.
2. Bonness EK, Higgins LD. Practicing Cost-Conscious Shoulder Surgery. *Orthop Clin North Am*. 2018;49(4):509–17.
3. Juel NG, Natvig B. Shoulder diagnoses in secondary care, a one year cohort. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014;15(1):1–8.
4. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. Efectividad y seguridad de las prótesis invertidas de hombro en artropatía del manguito rotador. Servilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias; 2012: 172 p.
5. Villalba-Tejero JA. Marco-Martínez F. Hombro doloroso. Etiología general. Síndrome doloroso subacromial. In: Delgado-Martínez AD, editor. *Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 4th ed. Madrid: Ed; 2018. p. 355–68.
6. Elkousy, H Edwards B. Irreparable Rotator Cuff Tears. In: Gartsman's shoulder arthroscopy. 3rd ed. Elsevier; 2019. p. 282–9.
7. Rebolledo BJ, Dines DM, Dines JS. Reverse total shoulder arthroplasty: biomechanics and design challenges. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 10–7.
8. Hsu JE, Gee AO, Lippitt SB, Matsen FA. The Rotator Cuff. In: Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB, Frhringer EV, Sperling JW, editor. *Rockwood and Matsen's The Shoulder*. Fifth Edit. Elsevier Inc.; 2017. p. 651–719.e7.
9. Matsen FA, Lippitt, Steven B, Rocwood CB, Wirth MA. Glenohumeral arthritis and ist management. In: Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB, Frhringer EV, Sperling JW, editor. *Rockwood and Matsen's The shoulder*. 5th ed. Elsevier; 2017. p. 831–1042.
10. Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(9):2432–9.
11. Moen TD, Ghattas PJ, Worrel D, Burkhead Jr WZ. Historic and recent results of reverse shoulder arthroplasty. In: Dines DM, Dines JS, Edward TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 130–6.
12. Pupello D. Origins of reverse shoulder arthroplasty and common misconceptions. In: Frankle M, Marberry S, Pupello D, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. New York: Springer; 2016. p. 3–18.

13. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elb Surg.* 2005;14(1 SUPPL.):147–61.
14. Paxton ES, Namdari S, Williams GR. History of reverse shoulder arthroplasty. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 2–9.
15. Hamilton MA, Diep P, Roche C, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, et al. Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms. *J Orthop Res.* 2015;33(4):605–13.
16. Kontaxis A, Johnson GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement - A modelling study. *Clin Biomech.* 2009;24(3):254–60.
17. Barco R, Savvidou OD, Sperling JW, Sanchez-sotelo J, Cofield RH. Complications in reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elb.* 2016;1(march):72–80.
18. Lopiz Y, García-Coiradas J, Serrano-Mateo L, García-Fernández C, Marco F. Reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fractures in the geriatric patient: results, health-related quality of life and complication rates. *Int Orthop.* 2016;40(4):771–81.
19. García-fernández C, Lopiz Y, Rizo B, Serrano-mateo L, Alcobía-díaz B, Rodríguez-gonzález A, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of failed fixation in proximal humeral fractures. *Injury.* 2018;49:S22–6.
20. Raiss P, Edwards B, Ribeiro da Silva M, Bruckner T, Loew M, Walch G. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Nonunions of the Surgical Neck of the Proximal Part of the Humerus (Type-3 Fracture Sequelae). *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2014;96:2070–6.
21. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. Technique for Reverse Total Shoulder Arthroplasty for Primary Glenohumeral Osteoarthritis with a Biconcave Glenoid. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2013;95:1297–304.
22. Levy J, Frankle M, Mighell M, Pupello D. The Use of the Reverse Shoulder Hemiarthroplasty for Proximal Humeral Fracture. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2007;89–A:292–300.
23. Ek ETH, Neukom L, Catanzaro S, Gerber C, Hon F. Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old: results after five to fifteen years. *J Shoulder Elb Surg .* 2013;22(9):1199–208.
24. Holcomb JO, Hebert DJ, Mighell MA, Dunning PE, Pupello DR, Pliner MD, et al. Reverse shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Shoulder Elb Surg.* 2010;19(7):1076–84.

25. Wilde LF De, Plasschaert FS, Audenaert EA, Verdonk RC. Functional Recovery after a Reverse Prosthesis for Reconstruction of the Proximal Humerus in Tumor Surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(430):156–62.
26. Australian Orthopaedic Association. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry; Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: Annual Report 2017. *Natl Jt Replace Regist*. 2017;1–380.
27. National Joint Registry. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man: 15th Annual Report. National Joint Registry. Pad Creative Ltd; 2017. 158-177 p.
28. Harjula JNE, Paloneva J, Haapakoski J, Kukkonen J, Äärimala V, Shoulder F. Increasing incidence of primary shoulder arthroplasty in Finland – a nationwide registry study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018;19:1–8.
29. Schairer WW, Nwachukwu BU, Lyman S, Craig EV, Gulotta LV. National utilization of reverse total shoulder arthroplasty in the United States. *J Shoulder Elb Surg*. 2015;24(1):91–7.
30. Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM. Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2011;93(24):2249–54.
31. Dillon MT, Chan PH, Inacio MCS, Singh A, Yian EH, Navarro RA. Yearly Trends in Elective Shoulder Arthroplasty, 2005–2013. *Arthritis Care Res*. 2017;69(10):1574–81.
32. Bacle G, Nov L, Garaud P, Walch G. Long-Term Outcomes of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg Am*. 2017;99(6):454–61.
33. Ernstbrunner L, Andronic O, Grubhofer F, Camenzind RS, Wieser K, Gerber C. Long-term results of reverse total shoulder arthroplasty for rotator cuff dysfunction : a systematic review of longitudinal outcomes. *J Shoulder Elb Surg*. 2019;28(4):774–81.
34. Wierks C, Skolasky RL, Jong Hun J, McFarland EG. Intraoperative and Early Postoperative Complications. *Clin Orthop Rel Reserch*. 2009;467:225–34.
35. Jauregui JJ, Nadarajah V, Shield WP, Henn RF, Gilotra M, Hasan SA. Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2018;6(8):1–11.
36. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. *J Shoulder Elb Surg*. 2011;20(1):146–57.
37. Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;102(1):S33–43.
38. Bohsali KI, Bois AJ, Wirth MA. Complications of Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2017;99:256–69.

39. Nicholson GP, Strauss EJ, Sherman SL. Scapular notching: Recognition and strategies to minimize clinical impact. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2521–30.
40. Whitfield BJ, Hawkins RJ. Complications associated with RSA. In: Frankle M, Marberry S, Pupello D, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* 1st ed. London: Springer; 2016. p. 297–306.
41. Knudsen ML, Harrison AK, Craig EV, Braman JP. Scapular notching: is it a problem? How do we prevent it? In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* New York: Thieme; 2018. p. 154–8.
42. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. *J Bone Jt Surg.* 2004;86(3):388–95.
43. Smith MJ, Reams RC. Component loosening: what can be done to prevent and treat it. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* New York: Thieme; 2018. p. 160–4.
44. Melis B, DeFranco M, Ladermann A, Mole D, Favard L, Nerot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Jt Surg - Br Vol.* 2011;93-B(9):1240–6.
45. Walch G, Bacle G, Lädermann A, Nové-Josserand L, Smithers CJ. Do the indications, results, and complications of reverse shoulder arthroplasty change with surgeon's experience? *J Shoulder Elb Surg.* 2012;21(11):1470–7.
46. Lópiz Y, Rodríguez-González A, García-Fernández C, Marco F. Fracturas de estrés de la escápula tras artroplastia invertida en artropatía de manguito: ¿cuál es su repercusión funcional? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015;59(5):318–25.
47. Levy JC, Anderson C, Samson A. Classification of postoperative acromial fractures following reverse shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2013;95(15):1–7.
48. Ghanem OM, Sacco J, Heitmiller RF, Gashti SM. Delayed Axillary Artery Occlusion after Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Case Rep Orthop.* 2016;2016:1–3.
49. Wingert NC, Beck JD, Harter GD. Avulsive Axillary Artery Injury in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Orthopedics.* 2014;37(1):e92–7.
50. Llusá-Pérez M, Carrera-Burgaya A, Morro-Martí MR, Forcada-Calvet P, Méndez-Gil A. Plexo braquial infraclavicular. Ramas colaterales y terminales. In: Llusá-Pérez M, Palazzi-Coll S, Valer-Tito A, editor. *Anatomía quirúrgica del plexo braquial y de los nervios periféricos de la extremidad superior.* Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2013. p. 93–114.
51. Lynch NM, Cofield RH, Silbert PL, Hermann RC. Neurologic complications after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 1996;5(1):53–61.

52. Nagda SH, Rogers KJ, Sestokas AK, Getz CL, Ramsey ML, Glaser DL, et al. Neer Award 2005: Peripheral nerve function during shoulder arthroplasty using intraoperative nerve monitoring. *J Shoulder Elb Surg.* 2007;16(3 SUPPL.):2–8.
53. Ball CM. Neurologic complications of shoulder joint replacement. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;26(12):2125–32.
54. Lädermann A, Lübbecke A, Mélis B, Stern R, Christofilopoulos P, Bacle G, et al. Prevalence of neurologic lesions after total shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2011;93(14):1288–93.
55. Crosby LA, Hamilton A, Twiss T. Scapula fractures after reverse total shoulder arthroplasty: Classification and treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2544–9.
56. Walch G, Mottier F, Wall B, Boileau P, Molé D, Favard L. Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elb Surg.* 2009;18(3):495–502.
57. Scarlat MM. Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. *Int Orthop.* 2013;37(5):843–51.
58. Lädermann A, Edwards TB, Walch G. Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: A review. *Int Orthop.* 2014;38(5):991–1000.
59. Lädermann A, Denard PJ. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. In: Frankle M, Pupello D, Marberry S, editors. *Reverse shoulder arthroplasty.* 1st ed. Switzerland: Springer International Publishing; 2016. p. 277–88.
60. Lädermann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G. Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2009;18(4):588–95.
61. Lädermann A, Walch G, Lübbecke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, et al. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2012;21(3):336–41.
62. Werner BS, Daggett M, Carrillon Y, Walch G. Evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty comparing X-rays and computerised tomography. *Int Orthop.* 2015;39(12):2389–94.
63. Werner BS, Ascione F, Bugelli G, Walch G. Does arm lengthening affect the functional outcome in onlay reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elb Surg.* 2017;26(12):2152–7.
64. Greiner SH, Back DA, Herrmann S, Perka C, Asbach P. Degenerative changes of the deltoid muscle have impact on clinical outcome after reversed total shoulder arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2010;130(2):177–83.
65. Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, et al. Reverse

total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: The clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *J Shoulder Elb Surg.* 2012;21(10):1269–77.

66. Sabesan VJ, Lombardo D, Josserand D, Buzas D, Jelsema T, Petersen-Fitts GR, et al. The effect of deltoid lengthening on functional outcome for reverse shoulder arthroplasty. *Musculoskelet Surg.* 2016;100(2):127–32.
67. Marcoin A, Ferrier A, Blasco L, De Boissieu P, Nerot C, Ohl X. Reproducibility of a new method for measuring lowering and medialisation of the humerus after reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop.* 2018;42(1):141–7.
68. Lowe JT, Lawler SM, Testa EJ, Jawa A. Lateralization of the glenosphere in reverse shoulder arthroplasty decreases arm lengthening and demonstrates comparable risk of nerve injury compared with anatomic arthroplasty : a prospective cohort study. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;27(10):1845–51.
69. Schwartz DG, Cottrell BJ, Teusink MJ, Clark RE, Downes KL, Tannenbaum RS, et al. Factors that predict postoperative motion in patients treated with reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2014;23(9):1289–95.
70. Lopiz Y, Rodriguez-gonzález A, Martín-albarrán S, Marcelo H, García-fernández C, Marco F. Injury to the axillary and suprascapular nerves in rotator cuff arthropathy and after reverse shoulder arthroplasty : a prospective electromyographic. *J Shoulder Elb Surg .* 2018;27(7):1275–82.
71. Fehringer EV, Rosipal CE, Rhodes DA, Lauder AJ, Puumala SE, Feschuk CA, et al. The radiographic acromiohumeral interval is affected by arm and radiographic beam position. *Skeletal Radiol.* 2008;37(6):535–9.
72. Werner BS, Jacquot A, Molé D, Walch G. Is radiographic measurement of acromiohumeral distance on anteroposterior view after reverse shoulder arthroplasty reliable? *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(9):e276–80.
73. Oey PL, Engelbert RH, Van Roermond PM WG. Temporary muscle weakness in the early phase of distraction during femoral lengthening. Clinical and electromyographical observations. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1999;39:217–20.
74. Ilizarov GA. The tension stress effect on the genesis and growth of tissues. *Clin Orthop.* 1998;238:249–81.
75. Kwan MK, Wall EJ, Massie J, Garfin SR. Strain, stress and stretch of peripheral nerve rabbit experiments in vitro and in vivo. *Acta Orthop.* 1992;63(3):267–72.
76. Rydevik BL, Kwan MK, Myers RR, Brown RA, Triggs KJ, Woo SL, et al. An in vitro mechanical and histological study of acute stretching on rabbit tibial nerve. *J Orthop Res.* 1990;8(5):694–701.

77. Wall EJ, Massie JB, Kwan MK, Rydevik BL, Myers RR, Garfin SR. Experimental stretch neuropathy. Changes in nerve conduction under tension. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(1):126–9.
78. Lundborg G, Rydevik B. Effects of stretching the tibial nerve of the rabbit. A preliminary study of the intraneural circulation and the barrier function of the perineurium. *J Bone Joint Surg Br.* 1973;55(2):390–401.
79. Clark WL, Trumble TE, Swiontkowski FM TA. Nerve tension and blood flow in a rat model of immediate and delayed repairs. *J Hand Surg Am.* 1992;17A:677–87.
80. Kitamura T, Takagi K, Yamaga M, Morisawa K. Brachial plexus stretching injuries: Microcirculation of the brachial plexus. *J Shoulder Elb Surg.* 1995;4(2):118–23.
81. Wall EJ, Kwan MK, Rydevik BL, Woo SL GS. Stress relaxation of a peripheral nerve. *J Hand Surg Am.* 1991;16A:859–63.
82. Marion B, Leclère FM, Casoli V, Paganini F, Unglaub F, Spies C, et al. Potential axillary nerve stretching during RSA implantation: An anatomical study. *Anat Sci Int.* 2014;89(4):232–7.
83. Van Hoof T, Gomes GT, Audenaert E, Verstraete K, Kerckaert I, D’Herde K. 3D computerized model for measuring strain and displacement of the brachial plexus following placement of reverse shoulder prosthesis. *Anat Rec.* 2008;291(9):1173–85.
84. Lädermann A, Stimec BV, Denard PJ, Cunningham G, Collin P, Fasel JHD. Injury to the axillary nerve after reverse shoulder arthroplasty: An anatomical study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1):105–8.
85. Leschinger T, Hackl M, Buess E, Lappen S, Scaal M, Müller LP, et al. The risk of suprascapular and axillary nerve injury in reverse total shoulder arthroplasty: An anatomic study. *Injury.* 2017;48:2042–9.
86. Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Vleeming A, Snijders CJ, Mulder PGH. Mechanical tension in the median nerve. The effects of joint positions. *Clin Biomech.* 1995;10(5):240–4.
87. Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Vleeming A, Snijders CJ, Mulder PGH, van Wingerden JP. Peripheral nerve tension due to joint motion. A comparison between embalmed and unembalmed human bodies. *Clin Biomech.* 1995;10(5):235–9.
88. Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Mulder PGH, Hoek G V.D., Broek T, Vleeming A, et al. Upper limb tension tests as tools in the diagnosis of nerve and plexus lesions - Anatomical and biomechanical aspects. *Clin Biomech.* 2000;15(1):9–14.
89. Coppieters MW. Shoulder restraints as a potential cause for stretch neuropathies: Biomechanical support for the impact of shoulder girdle depression and arm abduction on nerve strain [21]. *Anesthesiology.* 2006;104(6):1351–2.

90. Lenoir H, Dagneaux L, Canovas F, Waitzenegger T, Pham TT, Chammas M. Nerve stress during reverse total shoulder arthroplasty: a cadaveric study. *J Shoulder Elb Surg.* 2017;26(2):323–30.
91. Kam AW, Lam PH, Haen PSWA, Tan M, Shamsudin A, Murrell GAC. Preventing brachial plexus injury during shoulder surgery : a real-time cadaveric study. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;27(5):912–22.
92. Parisien RL, Yi PH, Hou L, Li X, Jawa A. The risk of nerve injury during anatomical and reverse total shoulder arthroplasty: An intraoperative neuromonitoring study. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(7):1122–7.
93. Thomasson BG, Matzon JL, Pepe M, Tucker B, Maltenfort M, Austin L. Distal peripheral neuropathy after open and arthroscopic shoulder surgery: An under-recognized complication. *J Shoulder Elb Surg.* 2015;24(1):60–6.
94. Warrender WJ, Oppenheimer S, Abboud JA. Nerve monitoring during proximal humeral fracture fixation what have we learned? *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2631–7.
95. Carofino BC, Brogan DM, Kircher MF, Elhassan BT, Spinner RJ, Bishop AT, et al. Iatrogenic Nerve Injuries During Shoulder Surgery. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2013;95:1667–74.
96. Wang J, Singh A, Higgins L, Warner J. Suprascapular neuropathy secondary to reverse shoulder arthroplasty: A case report. *J Shoulder Elb Surg.* 2010;19:e5–8.
97. Ortiz AO, Gondolbeu AM, Montoya MP PM. Nervio supraescapular. In: Llusá M, Palazi S VA, editor. *Anatomía quirúrgica del plexo braquial y de los nervios periféricos de la extremidad superior.* 1st ed. Madrid: Panamericana; 2013. p. 131–42.
98. Boykin RE, Friedman DJ, Higgins LD, Warner JJP. Suprascapular Neuropathy. *JBJS-A.* 2010;92:2348–64.
99. Bigliani LU, Dalsey RM, McCann PD, April EW. Anatomical study supraescapular nerve. *Arthroscopy* 1990. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 1990;6(4):301–5.
100. Shishido H, Kikuchi S. Injury of the suprascapular nerve in shoulder surgery: An anatomic study. *J Shoulder Elb Surg.* 2001;10(4):372–6.
101. Gumina S, Albino P, Giaracuni M, Vestri A, Ripani M, Postacchini F. The safe zone for avoiding suprascapular nerve injury during shoulder arthroscopy: An anatomical study on 500 dry scapulae. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20:1317–22.
102. Yang Y, Zuo J, Liu T, Shao P, Wu H, Gao Z, et al. Glenoid morphology and the safe zone for protecting the suprascapular nerve during baseplate fixation in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop.* 2017;1–7.
103. Molony DC, Cassar Gheiti AJ, Kennedy J, Green C, Schepens A, Mullett HJ. A

cadaveric model for suprascapular nerve injury during glenoid component screw insertion in reverse-geometry shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20:1323–7.

104. Hart ND, Clark JC, Wade Krause FR, Kissenberth MJ, Bragg WE, Hawkins RJ. Glenoid screw position in the Encore Reverse Shoulder Prosthesis: An anatomic dissection study of screw relationship to surrounding structures. *J Shoulder Elb Surg.* 2013;22:814–20.
105. DiStefano JG, Park AY, Nguyen TQD, Diederichs G, Buckley JM, Montgomery WH. Optimal screw placement for base plate fixation in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20:467–76.
106. Humphrey CS, Kelly JD, Norris TR. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part Two: The three-column concept. *J Shoulder Elb Surg.* 2008;17:595–601.
107. Petrillo S, Longo UG, Gulotta LV, Berton A, Kontaxis A, Wright T, et al. Reverse total shoulder arthroplasty: Research models. *Joints.* 2016;4(4):236–46.
108. D'Amico DS, Cisilino AP, Sammartino MR, Capiel C. Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral. In: Larrateguy A, editor. *Mecánica Computacional*. Buenos Aires. Argentina; 2005. p. 1895–912.
109. Francés A, Claramunt R, Cebrian JL, Marco F, Lópiz Y, Rullanç RM, et al. Biomechanical assays for the study of the effects of hip prostheses: Application to the reconstruction of bone defects with femoral allografts. *Musculoskelet Surg.* 2013;97(2):123–30.
110. Claramunt R, Ros A. Técnicas De Análisis De Tensiones Y Deformaciones En. In: *Congreso Nacional de Propiedades mecánicas de sólidos*. Gandia. España; 2002. p. 269–77.
111. Maurel N, Diop A, Grimberg J, Elise S. In vitro biomechanical analysis of glenoids before and after implantation of prosthetic components. *J Biomech.* 2002;35(8):1071–80.
112. Diop A, Maurel N, Grimberg J, Gagey O. Influence of glenohumeral mismatch on bone strains and implant displacements in implanted glenoids . An in vitro experimental study on cadaveric scapulae. *J Biomech.* 2006;39:3026–35.
113. Karduna AR, Williams GR, Williams JL. Total Shoulder Arthroplasty Biomechanics : A Study of the Forces and Strains at the Glenoid Component. *J Biomech Eng.* 1998;120(February 1998):92–9.
114. Favre P, Perala S, Vogel P, Fucentese S, Goff J, Gerber C, et al. Clinical Biomechanics In vitro assessments of reverse glenoid stability using displacement

gages are misleading — Recommendations for accurate measurements of interface micromotion. JCLB. 2011;26(9):917–22.

115. Rodríguez García J, Virgós Rovira J. Propagación de la luz en medios dieléctricos anisótropos. In: Fundamentos de óptica ondulatoria. Asturias: Universidad de Oviedo; 1999. p. 105–40.
116. Razumovsky IA, Galkin A. Photoelastic techniques. In: Babitsky VWJ, editor. Interference-optical methods of solid mechanics. 1st ed. Berlin: Springer; 2011. p. 1–35.
117. Harrow M. An interactive computer graphics tool for visualization of three-dimensional photoelastic stress frozen models: a study of total shoulder arthroplasty glenoid components. University of North Carolina; 1999.
118. Rincón-Rincón E, Castro-Martínez L, Iglesias Ibáñez D. Fotoelasticidad. In: Resistencia de materiales: determinación de tensiones y deformaciones. Vision Net. Madrid; 2006.
119. Ajovalasit A, Petrucci G, Scafidi M. Review of RGB photoelasticity. Vol. 68, Optics and Lasers in Engineering. 2015. 58-73 p.
120. Almeida Galárraga D. Aplicación de técnicas experimentales optomecánicas de campo continuo para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid; 2018.
121. Murphy LA, Prendergast PJ. Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty. J Biomech. 2005;38(8):1702–11.
122. Stone KD, Grabowski JJ, Cofield RH, Morrey BF, An KN. Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elb Surg. 1999;8(2):151–8.
123. Pelletier MH, Langdown A, Gillies RM, Sonnabend DH, Walsh WR. Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. J Shoulder Elb Surg. 2008;17(5):779–83.
124. Peindl RD, Harrow ME, Connor PM, Banks DM, D'Alessandro DF. Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. Exp Mech. 2004;44(3):228–34.
125. Peind RD, Connor PM, Coley ER, Stull DE, D'Allessandro D. Glenoid stress distribution patterns for anatomic and posterior-deficient shoulders managed by hemiarthroplasty and TSR. In: 49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society Poster # 1182. 2001. p. 1999.
126. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. Biometrics. 1977;33(1):159.
127. Yang CC, Lu CL, Wu CH, Wu JJ, Huang T Le, Chen R, et al. Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method.

J Shoulder Elb Surg. 2013;22(7):932–9.

128. Brinker MR, O'Connor DP. Ciencias básicas. In: Miller MD, editor. Ortopedia y Traumatología Revisión Sistemática. 5º. Elsevier España; 2009. p. 1–134.
129. Almeida-Galárraga D, Ros-Felip A, Álvarez-Sánchez V, Marco-Martinez F, Serrano-Mateo L. Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex. *Ing e Investig*. 2017;37(3):115–23.
130. Apaydin N, Uz A, Bozkurt M, Elhan A. The anatomic relationships of the axillary nerve and surgical landmarks for its localization from anterior aspect of the shoulder. *Clin Anat*. 2007;20(3):273–7.
131. Tubbs RS, Oakes WJ, Blount JP, Elton S, Salter G, Grabb PA. Surgical landmarks for the proximal portion of the axillary nerve. *J Neurosurg*. 2001;95(6):998–1000.
132. Rakate NS, Gadekar SH, Gajbhiye VM. Variations of Origin and Distance of Axillary Nerve: a Descriptive Study. *Int J Clin Biomed Res*. 2018;4(4):13–6.
133. Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, et al. Humeral Insertion of the Supraspinatus. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2008;90:962–9.
134. Flatow EL, Soslowsky LJ, Ticker JB, Pawluk RJ, Hepler M, Ark J, et al. Excursion of the Rotator Cuff Under the Acromion: Patterns of Subacromial Contact. *Am J Sports Med*. 1994;22(6):779–88.
135. Renaud P, Wahab H, Bontoux L, Dauty M, Richard I, Brégeon C. Prothèse totale inversée de l'épaule et insuffisance de la coiffe des rotateurs: Évaluation et approche de paramètres anatomiques prédictifs d'une bonne fonctionnalité à propos de 21 cas. *Ann Readapt Med Phys*. 2001;44(5):273–80.
136. Burkhead WZ, Scheinberg RR, Box G. Surgical anatomy of the axillary nerve. *J Shoulder Elb Surg*. 1992;1(1):31–6.
137. Apaydin N, Tubbs RS, Loukas M, Duparc F. Review of the surgical anatomy of the axillary nerve and the anatomic basis of its iatrogenic and traumatic injury. *Surg Radiol Anat*. 2010;32(3):193–201.
138. Rashid A, Abdul-Jabar H, Lam F. Nerve injury associated with shoulder surgery. *Curr Orthop*. 2008;22(4):284–8.
139. Chen YF, Zhu NF, Zhang CQ, Wang L, Wei HF, Lu Y. The relevance of the anatomical basis of fracture for the subsequent treatment of the anterior humeral circumflex artery and the axillary nerve. *Int Orthop*. 2012;36(4):783–7.
140. Yamaguchi K, Galatz L, Ball C. The Posterior Branch of the Axillary Nerve: An Anatomic Study. *Jbjs*. 2003;85-A(8):1497–501.
141. McFarland EG, Caicedo JC, Guitierrez MI, Sherbondy PS, Kim TK. The anatomic relationship of the brachial plexus and axillary artery to the glenoid. Implications

- for anterior shoulder surgery. *Am J Sports Med.* 2001;29(6):729–33.
142. Ross MH, Kaye GI, Pawlins W. Aparato cardiovascular. In: *Histología.* 4º. Buenos Aires. Argentina: Panamericana; 2005. p. 330–9.
 143. Bents RT. Axillary artery thrombosis after humeral resurfacing arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2011;40(7):E135-7.
 144. Kelly JD, Humphrey CS NT. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part One: the twelve-mm rule. *J Shoulder Elb Surg.* 2008;17:589–94.
 145. Zhang M, Junaid S, Gregory T, Hansen U, Cheng C. Clinical Biomechanics Effect of baseplate positioning on fixation of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech.* 2019;62(December 2018):15–22.
 146. Wong MT, Langohr GDG, Athwal GS, Johnson JA. Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(11):1889–95.
 147. Langohr GDG, Willing R, Medley JB, Athwal GS, Johnson JA. Contact mechanics of reverse total shoulder arthroplasty during abduction: The effect of neck-shaft angle, humeral cup depth, and glenosphere diameter. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(4):589–97.
 148. Mushipe MT, Orr F. Fabrication of Life-size Photoelastic Cancellous Bone. *Strain.* 2001;37(3):23–6.
 149. Orr J. Images from Waves – photoelastic modelling of bones. *Ir J Med Sci.* 2002;172(January):209–13.
 150. Quental PR, Fernandes J, Monteiro JF. Bone remodelling of the scapula after a total shoulder arthroplasty. *Biomech Model Mechanobiol.* 2014;13(4):827–38.
 151. Youn S, Deo S, Hons BHB, Poon PC. Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(4):e83

VIII.II BIBLIOGRAFÍA POR ORDEN ALFABÉTICO

- Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. Efectividad y seguridad de las prótesis invertidas de hombro en artropatía del manguito rotador. Sevilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias; 2012: 172 p.
- Ajovalasit A, Petrucci G, Scafidi M. Review of RGB photoelasticity. Vol. 68, Optics and Lasers in Engineering. 2015. 58-73 p.
- Almeida Galárraga D. Aplicación de técnicas experimentales optomecánicas de campo continuo para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid; 2018.
- Almeida-Galárraga D, Ros-Felip A, Álvarez-Sánchez V, Marco-Martinez F, Serrano-Mateo L. Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex. *Ing e Investig*. 2017;37(3):115–23.
- Apaydin N, Tubbs RS, Loukas M, Duparc F. Review of the surgical anatomy of the axillary nerve and the anatomic basis of its iatrogenic and traumatic injury. *Surg Radiol Anat*. 2010;32(3):193–201.
- Apaydin N, Uz A, Bozkurt M, Elhan A. The anatomic relationships of the axillary nerve and surgical landmarks for its localization from anterior aspect of the shoulder. *Clin Anat*. 2007;20(3):273–7.
- Australian Orthopaedic Association. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry; Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: Annual Report 2017. *Natl Jt Replace Regist*. 2017;1–380.
- Bacle G, Nov L, Garaud P, Walch G. Long-Term Outcomes of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg Am*. 2017;99(6):454–61.
- Ball CM. Neurologic complications of shoulder joint replacement. *J Shoulder Elb Surg*. 2018;26(12):2125–32.
- Barco R, Savvidou OD, Sperling JW, Sanchez-sotelo J, Cofield RH. Complications in reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elb*. 2016;1(march):72–80.
- Bents RT. Axillary artery thrombosis after humeral resurfacing arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2011;40(7):E135-7.
- Bigliani LU, Dalsey RM, McCann PD, April EW. Anatomical study supraescapular nerve. *Arthroscopy* 1990. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. 1990;6(4):301–5.
- Bohsali KI, Bois AJ, Wirth MA. Complications of Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2017;99:256–69.
- Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elb Surg*. 2005;14(1 SUPPL.):147–61.

- Boileau P. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;102(1):S33–43.
- Bonness EK, Higgins LD. Practicing Cost-Conscious Shoulder Surgery. *Orthop Clin North Am.* 2018;49(4):509–17.
- Boykin RE, Friedman DJ, Higgins LD, Warner JJP. Suprascapular Neuropathy. *JBJS-A.* 2010;92:2348–64.
- Brinker MR, O'Connor DP. Ciencias básicas. In: Miller MD, editor. *Ortopedia y Traumatología Revisión Sistemática*. 5o. Elsevier España; 2009. p. 1–134.
- Burkhead WZ, Scheinberg RR, Box G. Surgical anatomy of the axillary nerve. *J Shoulder Elb Surg.* 1992;1(1):31–6.
- Carofino BC, Brogan DM, Kircher MF, Elhassan BT, Spinner RJ, Bishop AT, et al. Iatrogenic Nerve Injuries During Shoulder Surgery. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2013;95:1667–74.
- Chen YF, Zhu NF, Zhang CQ, Wang L, Wei HF, Lu Y. The relevance of the anatomical basis of fracture for the subsequent treatment of the anterior humeral circumflex artery and the axillary nerve. *Int Orthop.* 2012;36(4):783–7.
- Claramunt R, Ros A. Técnicas De Análisis De Tensiones Y Deformaciones En. In: *Congreso Nacional de Propiedades mecánicas de sólidos*. Gandia. España; 2002. p. 269–77.
- Clark WL, Trumble TE, Swiontkowski FM TA. Nerve tension and blood flow in a rat model of immediate and delayed repairs. *J Hand Surg Am.* 1992;17A:677–87.
- Coppieters MW. Shoulder restraints as a potential cause for stretch neuropathies: Biomechanical support for the impact of shoulder girdle depression and arm abduction on nerve strain [21]. *Anesthesiology.* 2006;104(6):1351–2.
- Crosby LA, Hamilton A, Twiss T. Scapula fractures after reverse total shoulder arthroplasty: Classification and treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2544–9.
- D'Amico DS, Cisilino AP, Sammartino MR, Capiel C. Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral. In: Larrateguy A, editor. *Mecánica Computacional*. Buenos Aires. Argentina; 2005. p. 1895–912.
- Dillon MT, Chan PH, Inacio MCS, Singh A, Yian EH, Navarro RA. Yearly Trends in Elective Shoulder Arthroplasty, 2005–2013. *Arthritis Care Res.* 2017;69(10):1574–81.
- Diop A, Maurel N, Grimberg J, Gagey O. Influence of glenohumeral mismatch on bone strains and implant displacements in implanted glenoids. An in vitro experimental study on cadaveric scapulae. *J Biomech.* 2006;39:3026–35.

- DiStefano JG, Park AY, Nguyen TQD, Diederichs G, Buckley JM, Montgomery WH. Optimal screw placement for base plate fixation in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 2011;20:467–76.
- Ek ETH, Neukom L, Catanzaro S, Gerber C, Hon F. Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old : results after five to fifteen years. *J Shoulder Elb Surg* . 2013;22(9):1199–208.
- Elkousy, H Edwards B. Irreparable Rotator Cuff Tears. In: Gartsman's shoulder arthroscopy. 3rd ed. Elsevier; 2019. p. 282–9.
- Ernstbrunner L, Andronic O, Grubhofer F, Camenzind RS, Wieser K, Gerber C. Long-term results of reverse total shoulder arthroplasty for rotator cuff dysfunction : a systematic review of longitudinal outcomes. *J Shoulder Elb Surg*. 2019;28(4):774–81.
- Favre P, Perala S, Vogel P, Fucentese S, Goff J, Gerber C, et al. Clinical Biomechanics In vitro assessments of reverse glenoid stability using displacement gages are misleading — Recommendations for accurate measurements of interface micromotion. *JCLB*. 2011;26(9):917–22.
- Fehringer EV, Rosipal CE, Rhodes DA, Lauder AJ, Puumala SE, Feschuk CA, et al. The radiographic acromiohumeral interval is affected by arm and radiographic beam position. *Skeletal Radiol*. 2008;37(6):535–9.
- Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(9):2432–9.
- Flatow EL, Soslowsky LJ, Ticker JB, Pawluk RJ, Hepler M, Ark J, et al. Excursion of the Rotator Cuff Under the Acromion: Patterns of Subacromial Contact. *Am J Sports Med*. 1994;22(6):779–88.
- Francés A, Claramunt R, Cebrian JL, Marco F, López Y, Rullanç RM, et al. Biomechanical assays for the study of the effects of hip prostheses: Application to the reconstruction of bone defects with femoral allografts. *Musculoskelet Surg*. 2013;97(2):123–30.
- García-fernández C, Lopiz Y, Rizo B, Serrano-mateo L, Alcobía-díaz B, Rodríguez-gonzález A, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of failed fixation in proximal humeral fractures. *Injury*. 2018;49:S22–6.
- Ghanem OM, Sacco J, Heitmiller RF, Gashti SM. Delayed Axillary Artery Occlusion after Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Case Rep Orthop*. 2016;2016:1–3.
- Greiner SH, Back DA, Herrmann S, Perka C, Asbach P. Degenerative changes of the deltoid muscle have impact on clinical outcome after reversed total shoulder arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010;130(2):177–83.

- Gumina S, Albino P, Giaracuni M, Vestri A, Ripani M, Postacchini F. The safe zone for avoiding suprascapular nerve injury during shoulder arthroscopy: An anatomical study on 500 dry scapulae. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20:1317–22.
- Hamilton MA, Diep P, Roche C, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, et al. Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms. *J Orthop Res.* 2015;33(4):605–13.
- Harjula JNE, Paloneva J, Haapakoski J, Kukkonen J, Äärimaa V, Shoulder F. Increasing incidence of primary shoulder arthroplasty in Finland – a nationwide registry study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2018;19:1–8.
- Harrow M. An interactive computer graphics tool for visualization of three-dimensional photoelastic stress frozen models: a study of total shoulder arthroplasty glenoid components. University of North Carolina; 1999.
- Hart ND, Clark JC, Wade Krause FR, Kissenberth MJ, Bragg WE, Hawkins RJ. Glenoid screw position in the Encore Reverse Shoulder Prosthesis: An anatomic dissection study of screw relationship to surrounding structures. *J Shoulder Elb Surg.* 2013;22:814–20.
- Holcomb JO, Hebert DJ, Mighell MA, Dunning PE, Pupello DR, Pliner MD, et al. Reverse shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Shoulder Elb Surg.* 2010;19(7):1076–84.
- Hsu JE, Gee AO, Lippitt SB, Matsen FA. The Rotator Cuff. In: Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB, Frhringer EV, Sperling JW, editor. *Rockwood and Matsen's The Shoulder*2. Fifth Edit. Elsevier Inc.; 2017. p. 651–719.e7.
- Humphrey CS, Kelly JD, Norris TR. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part Two: The three-column concept. *J Shoulder Elb Surg.* 2008;17:595–601.
- Ilizarov GA. The tension stress effect on the genesis and growth of tissues. *Clin Orthop.* 1998;238:249–81.
- Jauregui JJ, Nadarajah V, Shield WP, Henn RF, Gilotra M, Hasan SA. Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2018;6(8):1–11.
- Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: The clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *J Shoulder Elb Surg.* 2012;21(10):1269–77.
- Juel NG, Natvig B. Shoulder diagnoses in secondary care, a one year cohort. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15(1):1–8.
- Kam AW, Lam PH, Haen PSWA, Tan M, Shamsudin A, Murrell GAC. Preventing brachial plexus injury during shoulder surgery : a real-time cadaveric study. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;27(5):912–22.

- Karduna AR, Williams GR, Williams JL. Total Shoulder Arthroplasty Biomechanics : A Study of the Forces and Strains at the Glenoid Component. *J Biomech Eng.* 1998;120(February 1998):92–9.
- Kelly JD, Humphrey CS NT. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part One: the twelve-mm rule. *J Shoulder Elb Surg.* 2008;17:589–94.
- Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM. Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2011;93(24):2249–54.
- Kitamura T, Takagi K, Yamaga M, Morisawa K. Brachial plexus stretching injuries: Microcirculation of the brachial plexus. *J Shoulder Elb Surg.* 1995;4(2):118–23.
- Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Mulder PGH, Hoek G V.D., Broek T, Vleeming A, et al. Upper limb tension tests as tools in the diagnosis of nerve and plexus lesions - Anatomical and biomechanical aspects. *Clin Biomech.* 2000;15(1):9–14.
- Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Vleeming A, Snijders CJ, Mulder PGH. Mechanical tension in the median nerve. The effects of joint positions. *Clin Biomech.* 1995;10(5):240–4.
- Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Vleeming A, Snijders CJ, Mulder PGH, van Wingerden JP. Peripheral nerve tension due to joint motion. A comparison between embalmed and unembalmed human bodies. *Clin Biomech.* 1995;10(5):235–9.
- Knudsen ML, Harrison AK, Craig EV, Braman JP. Scapular notching: is it a problem? How do we prevent it? In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* New York: Thieme; 2018. p. 154–8.
- Kontaxis A, Johnson GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement - A modelling study. *Clin Biomech.* 2009;24(3):254–60.
- Kwan MK, Wall EJ, Massie J, Garfin SR. Strain, stress and stretch of peripheral nerve rabbit experiments in vitro and in vivo. *Acta Orthop.* 1992;63(3):267–72.
- Lädermann A, Denard PJ. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. In: Frankle M, Pupello D, Marberry S, editors. *Reverse shoulder arthroplasty.* 1st ed. Switzerland: Springer International Publishing; 2016. p. 277–88.
- Lädermann A, Edwards TB, Walch G. Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: A review. *Int Orthop.* 2014;38(5):991–1000.
- Lädermann A, Lübbecke A, Mélis B, Stern R, Christofilopoulos P, Bacle G, et al. Prevalence of neurologic lesions after total shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2011;93(14):1288–93.
- Lädermann A, Stimec BV, Denard PJ, Cunningham G, Collin P, Fasel JHD. Injury to the axillary nerve after reverse shoulder arthroplasty: An anatomical study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1):105–8.

- Läderrmann A, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, et al. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2012;21(3):336–41.
- Läderrmann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G. Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2009;18(4):588–95.
- Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics.* 1977;33(1):159.
- Langohr GDG, Willing R, Medley JB, Athwal GS, Johnson JA. Contact mechanics of reverse total shoulder arthroplasty during abduction: The effect of neck-shaft angle, humeral cup depth, and glenosphere diameter. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(4):589–97.
- Lenoir H, Dagneaux L, Canovas F, Waitzenegger T, Pham TT, Chammas M. Nerve stress during reverse total shoulder arthroplasty: a cadaveric study. *J Shoulder Elb Surg.* 2017;26(2):323–30.
- Leschinger T, Hackl M, Buess E, Lappen S, Scaal M, Müller LP, et al. The risk of suprascapular and axillary nerve injury in reverse total shoulder arthroplasty: An anatomic study. *Injury.* 2017;48:2042–9.
- Levy J, Frankle M, Mighell M, Pupello D. The Use of the Reverse Shoulder Hemiarthroplasty for Proximal Humeral Fracture. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2007;89–A:292–300.
- Levy JC, Anderson C, Samson A. Classification of postoperative acromial fractures following reverse shoulder arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2013;95(15):1–7.
- Llusá-Pérez M, Carrera-Burgaya A, Morro-Martí MR, Forcada-Calvet P, Méndez-Gil A. Plexo braquial infraclavicular. Ramas colaterales y terminales. In: Llusá-Pérez M, Palazzi-Coll S, Valer-Tito A, editor. *Anatomía quirúrgica del plexo braquial y de los nervios periféricos de la extremidad superior.* Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2013. p. 93–114.
- López Y, García-Coiradas J, Serrano-Mateo L, García-Fernández C, Marco F. Reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fractures in the geriatric patient: results, health-related quality of life and complication rates. *Int Orthop.* 2016;40(4):771–81.
- López Y, Rodríguez-González A, García-Fernández C, Marco F. Fracturas de estrés de la escápula tras artroplastia invertida en artropatía de manguito: ¿cuál es su repercusión funcional? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015;59(5):318–25.
- López Y, Rodríguez-gonzález A, Martín-albarrán S, Marcelo H, García-fernández C, Marco F. Injury to the axillary and suprascapular nerves in rotator cuff arthropathy and

after reverse shoulder arthroplasty : a prospective electromyographic. *J Shoulder Elb Surg* . 2018;27(7):1275–82.

Lowe JT, Lawler SM, Testa EJ, Jawa A. Lateralization of the glenosphere in reverse shoulder arthroplasty decreases arm lengthening and demonstrates comparable risk of nerve injury compared with anatomic arthroplasty : a prospective cohort study. *J Shoulder Elb Surg*. 2018;27(10):1845–51.

Luime J, Koes B, Hendriksen I, Burdorf A, Verhagen A, Miedema H, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol*. 2004;33(2):73–81.

Lundborg G, Rydevik B. Effects of stretching the tibial nerve of the rabbit. A preliminary study of the intraneural circulation and the barrier function of the perineurium. *J Bone Joint Surg Br*. 1973;55(2):390–401.

Lynch NM, Cofield RH, Silbert PL, Hermann RC. Neurologic complications after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg*. 1996;5(1):53–61.

Marcoin A, Ferrier A, Blasco L, De Boissieu P, Nerot C, Ohl X. Reproducibility of a new method for measuring lowering and medialisation of the humerus after reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop*. 2018;42(1):141–7.

Marion B, Leclère FM, Casoli V, Paganini F, Unglaub F, Spies C, et al. Potential axillary nerve stretching during RSA implantation: An anatomical study. *Anat Sci Int*. 2014;89(4):232–7.

Matsen FA, Lippitt, Steven B, Rockwood CB, Wirth MA. Glenohumeral arthritis and its management. In: Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB, Frhringer EV, Sperling JW, editor. *Rockwood and Matsen's The shoulder*. 5th ed. Elsevier; 2017. p. 831–1042.

Maurel N, Diop A, Grimberg J, Elise S. In vitro biomechanical analysis of glenoids before and after implantation of prosthetic components. *J Biomech*. 2002;35(8):1071–80.

McFarland EG, Caicedo JC, Guitierrez MI, Sherbondy PS, Kim TK. The anatomic relationship of the brachial plexus and axillary artery to the glenoid. Implications for anterior shoulder surgery. *Am J Sports Med*. 2001;29(6):729–33.

Melis B, DeFranco M, Ladermann A, Mole D, Favard L, Nerot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Jt Surg - Br Vol*. 2011;93–B(9):1240–6.

Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. Technique for Reverse Total Shoulder Arthroplasty for Primary Glenohumeral Osteoarthritis with a Biconcave Glenoid. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2013;95:1297–304.

Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, et al. Humeral Insertion of the Supraspinatus. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2008;90:962–9.

- Moen TD, Ghattas PJ, Worrel D, Burkhead Jr WZ. Historic and recent results of reverse shoulder arthroplasty. In: Dines DM, Dines JS, Edward TB, editor. Reverse shoulder arthroplasty. 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 130–6.
- Molony DC, Cassar Gheiti AJ, Kennedy J, Green C, Schepens A, Mullett HJ. A cadaveric model for suprascapular nerve injury during glenoid component screw insertion in reverse-geometry shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20:1323–7.
- Murphy LA, Prendergast PJ. Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Biomech.* 2005;38(8):1702–11.
- Mushipe MT, Orr F. Fabrication of Life-size Photoelastic Cancellous Bone. *Strain.* 2001;37(3):23–6.
- Nagda SH, Rogers KJ, Sestokas AK, Getz CL, Ramsey ML, Glaser DL, et al. Neer Award 2005: Peripheral nerve function during shoulder arthroplasty using intraoperative nerve monitoring. *J Shoulder Elb Surg.* 2007;16(3 SUPPL.):2–8.
- National Joint Registry. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man: 15th Annual Report. National Joint Registry. Pad Creative Ltd; 2017. 158-177 p.
- Nicholson GP, Strauss EJ, Sherman SL. Scapular notching: Recognition and strategies to minimize clinical impact. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2521–30.
- Oey PL, Engelbert RH, Van Roermond PM WG. Temporary muscle weakness in the early phase of distraction during femoral lengthening. Clinical and electromyographical observations. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1999;39:217–20.
- Orr J. Images from Waves – photoelastic modelling of bones. *Ir J Med Sci.* 2002;172(January):209–13.
- Ortiz AO, Gondolbeu AM, Montoya MP PM. Nervio supraescapular. In: Llusá M, Palazi S VA, editor. Anatomía quirúrgica del plexo braquial y de los nervios periféricos de la extremidad superior. 1st ed. Madrid: Panamericana; 2013. p. 131–42.
- Parisien RL, Yi PH, Hou L, Li X, Jawa A. The risk of nerve injury during anatomical and reverse total shoulder arthroplasty: An intraoperative neuromonitoring study. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(7):1122–7.
- Paxton ES, Namdari S, Williams GR. History of reverse shoulder arthroplasty. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. Reverse shoulder arthroplasty. 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 2–9.
- Peind RD, Connor PM, Coley ER, Stull DE, D’Alessandro D. Glenoid stress distribution patterns for anatomic and posterior-deficient shoulders managed by hemiarthroplasty and TSR. In: 49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society Poster # 1182. 2001. p. 1999.

- Peindl RD, Harrow ME, Connor PM, Banks DM, D'Alessandro DF. Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. *Exp Mech*. 2004;44(3):228–34.
- Pelletier MH, Langdown A, Gillies RM, Sonnabend DH, Walsh WR. Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. *J Shoulder Elb Surg*. 2008;17(5):779–83.
- Petrillo S, Longo UG, Gulotta LV, Berton A, Kontaxis A, Wright T, et al. Reverse total shoulder arthroplasty: Research models. *Joints*. 2016;4(4):236–46.
- Pupello D. Origins of reverse shoulder arthroplasty and common misconceptions. In: Frankle M, Marberry S, Pupello D, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. New York: Springer; 2016. p. 3–18.
- Quental PR, Fernandes J, Monteiro JF. Bone remodelling of the scapula after a total shoulder arthroplasty. *Biomech Model Mechanobiol*. 2014;13(4):827–38.
- Raiss P, Edwards B, Ribeiro da Silva M, Bruckner T, Loew M, Walch G. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Nonunions of the Surgical Neck of the Proximal Part of the Humerus (Type-3 Fracture Sequelae). *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2014;96:2070–6.
- Rakate NS, Gadekar SH, Gajbhiye VM. Variations of Origin and Distance of Axillary Nerve: a Descriptive Study. *Int J Clin Biomed Res*. 2018;4(4):13–6.
- Rashid A, Abdul-Jabar H, Lam F. Nerve injury associated with shoulder surgery. *Curr Orthop*. 2008;22(4):284–8.
- Razumovsky IA, Galkin A. Photoelastic techniques. In: Babitsky VWJ, editor. *Interference-optical methods of solid mechanics*. 1st ed. Berlin: Springer; 2011. p. 1–35.
- Rebolledo BJ, Dines DM, Dines JS. Reverse total shoulder arthroplasty: biomechanics and design challenges. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. New York: Thieme; 2018. p. 10–7.
- Renaud P, Wahab H, Bontoux L, Dauty M, Richard I, Brégeon C. Prothèse totale inversée de l'épaule et insuffisance de la coiffe des rotateurs: Évaluation et approche de paramètres anatomiques prédictifs d'une bonne fonctionnalité à propos de 21 cas. *Ann Readapt Med Phys*. 2001;44(5):273–80.
- Rincón-Rincón E, Castro-Martínez L, Iglesias Ibáñez D. Fotoelasticidad. In: *Resistencia de materiales: determinación de tensiones y deformaciones*. Vision Net. Madrid; 2006.
- Rodríguez García J, Virgós Rovira J. Propagación de la luz en medios dieléctricos anisótropos. In: *Fundamentos de óptica ondulatoria*. Asturias: Universidad de Oviedo; 1999. p. 105–40.

- Ross MH, Kaye GI, Pawlins W. Aparato cardiovascular. In: Histología. 4o. Buenos Aires. Argentina: Panamericana; 2005. p. 330–9.
- Rydevik BL, Kwan MK, Myers RR, Brown RA, Triggs KJ, Woo SL, et al. An in vitro mechanical and histological study of acute stretching on rabbit tibial nerve. *J Orthop Res.* 1990;8(5):694–701.
- Sabesan VJ, Lombardo D, Josserand D, Buzas D, Jelsema T, Petersen-Fitts GR, et al. The effect of deltoid lengthening on functional outcome for reverse shoulder arthroplasty. *Musculoskelet Surg.* 2016;100(2):127–32.
- Scarlat MM. Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. *Int Orthop.* 2013;37(5):843–51.
- Schairer WW, Nwachukwu BU, Lyman S, Craig EV, Gulotta LV. National utilization of reverse total shoulder arthroplasty in the United States. *J Shoulder Elb Surg.* 2015;24(1):91–7.
- Schwartz DG, Cottrell BJ, Teusink MJ, Clark RE, Downes KL, Tannenbaum RS, et al. Factors that predict postoperative motion in patients treated with reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 2014;23(9):1289–95.
- Shishido H, Kikuchi S. Injury of the suprascapular nerve in shoulder surgery: An anatomic study. *J Shoulder Elb Surg.* 2001;10(4):372–6.
- Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. *J Bone Jt Surg.* 2004;86(3):388–95.
- Smith MJ, Reams RC. Component loosening: what can be done to prevent and treat it. In: Dines DM, Dines JS, Edwards TB, editor. *Reverse shoulder arthroplasty.* New York: Thieme; 2018. p. 160–4.
- Stone KD, Grabowski JJ, Cofield RH, Morrey BF, An KN. Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elb Surg.* 1999;8(2):151–8.
- Thomasson BG, Matzon JL, Pepe M, Tucker B, Maltenfort M, Austin L. Distal peripheral neuropathy after open and arthroscopic shoulder surgery: An under-recognized complication. *J Shoulder Elb Surg.* 2015;24(1):60–6.
- Tubbs RS, Oakes WJ, Blount JP, Elton S, Salter G, Grabb PA. Surgical landmarks for the proximal portion of the axillary nerve. *J Neurosurg.* 2001;95(6):998–1000.
- Van Hoof T, Gomes GT, Audenaert E, Verstraete K, Kerckaert I, D’Herde K. 3D computerized model for measuring strain and displacement of the brachial plexus following placement of reverse shoulder prosthesis. *Anat Rec.* 2008;291(9):1173–85.

- Villalba-Tejero JA, Marco-Martínez F. Hombro doloroso. Etiología general. Síndrome doloroso subacromial. In: Delgado-Martínez AD, editor. *Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 4th ed. Madrid: Ed; 2018. p. 355–68.
- Walch G, Bacle G, Lädermann A, Nové-Josserand L, Smithers CJ. Do the indications, results, and complications of reverse shoulder arthroplasty change with surgeon's experience? *J Shoulder Elb Surg*. 2012;21(11):1470–7.
- Walch G, Mottier F, Wall B, Boileau P, Molé D, Favard L. Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elb Surg*. 2009;18(3):495–502.
- Wall EJ, Kwan MK, Rydevik BL, Woo SL GS. Stress relaxation of a peripheral nerve. *J Hand Surg Am*. 1991;16A:859–63.
- Wall EJ, Massie JB, Kwan MK, Rydevik BL, Myers RR, Garfin SR. Experimental stretch neuropathy. Changes in nerve conduction under tension. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(1):126–9.
- Wang J, Singh A, Higgins L, Warner J. Suprascapular neuropathy secondary to reverse shoulder arthroplasty: A case report. *J Shoulder Elb Surg*. 2010;19:e5–8.
- Warrender WJ, Oppenheimer S, Abboud JA. Nerve monitoring during proximal humeral fracture fixation what have we learned? *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(9):2631–7.
- Werner BS, Ascione F, Bugelli G, Walch G. Does arm lengthening affect the functional outcome in onlay reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elb Surg* . 2017;26(12):2152–7.
- Werner BS, Daggett M, Carrillon Y, Walch G. Evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty comparing X-rays and computerised tomography. *Int Orthop*. 2015;39(12):2389–94.
- Werner BS, Jacquot A, Molé D, Walch G. Is radiographic measurement of acromiohumeral distance on anteroposterior view after reverse shoulder arthroplasty reliable? *J Shoulder Elb Surg*. 2016;25(9):e276–80.
- Whitfield BJ, Hawkins RJ. Complications associated with RSA. In: Frankle M, Marberry S, Pupello D, editor. *Reverse shoulder arthroplasty*. 1st ed. London: Springer; 2016. p. 297–306.
- Wierks C, Skolasky RL, Jong Hun J, Mcfarland EG. Intraoperative and Early Postoperative Complications. *Clin Orthop Rel Reserch*. 2009;467:225–34.
- Wilde LF De, Plasschaert FS, Audenaert EA, Verdonk RC. Functional Recovery after a Reverse Prosthesis for Reconstruction of the Proximal Humerus in Tumor Surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(430):156–62.
- Wingert NC, Beck JD, Harter GD. Avulsive Axillary Artery Injury in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Orthopedics*. 2014;37(1):e92–7.

- Wong MT, Langohr GDG, Athwal GS, Johnson JA. Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(11):1889–95.
- Yamaguchi K, Galatz L, Ball C. The Posterior Branch of the Axillary Nerve: An Anatomic Study. *Jbjs.* 2003;85–A(8):1497–501.
- Yang CC, Lu CL, Wu CH, Wu JJ, Huang T Le, Chen R, et al. Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *J Shoulder Elb Surg.* 2013;22(7):932–9.
- Yang Y, Zuo J, Liu T, Shao P, Wu H, Gao Z, et al. Glenoid morphology and the safe zone for protecting the suprascapular nerve during baseplate fixation in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop.* 2017;1–7.
- Youn S, Deo S, Hons BHB, Poon PC. Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary. *J Shoulder Elb Surg.* 2016;25(4):e83
- Zhang M, Junaid S, Gregory T, Hansen U, Cheng C. Clinical Biomechanics Effect of baseplate positioning on fixation of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech.* 2019;62(December 2018):15–22.
- Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: A systematic review. *J Shoulder Elb Surg.* 2011;20(1):146–57.

IX. ANEXOS

IX.ANEXOS

9.1 Aportación científica

9.1.1 Comunicaciones a congresos

1. D. A. Almeida-Galárraga, E. García A. Ros, L. Serrano-Mateo, F. Marco. ***Análisis de métodos de fabricación de modelos sintéticos de hombro con componentes protésicos de la artroplastia total aptos para estudios de cargas y ensayos fotoelásticos.*** Poster. Congreso SIBB. Barcelona.2017.
2. Diego Almeida Galarraga, Antonio Ros Felip, Laura Serrano Mateo, Fernando Marco Martínez. ***Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas.*** Póster. XXXV Congreso anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Bilbao. 2017.
3. Diego Almeida Galarraga, Antonio Ros Felip, Fernando Marco Martínez, Laura Serrano Mateo. ***Photoelastic analysis of shoulder arthroplasty: current descriptive analysis of research in scientific journal.*** IUPESM2018. Praga.2018.
4. Laura Serrano Mateo, José Ramón Sañudo Tejero, Fernando Marco. ***Does the reverse shoulder arthroplasty provoke arm lengthening and subsequently of the brachial plexus?*** International Congress of Anatomia Clinica. Madrid. Junio 2019 (Comunicación oral)

9.1.2 Otras

- ***Estudio anatómico de las prótesis invertidas de hombro.*** Presentado a Premio Fundación SECOT 2019 en investigación básica en cirugía ortopédica y traumatología.

9.2 Índice de figuras y autoría

Figura 1. Datos del uso de prótesis de hombro en Estados Unidos (1993-2008) de Kim et al (30).	42
Figura 2. Cambio de tendencias de tipos de prótesis de hombro (2004-2015) en Finlandia. Harjula et al (28)	43
Figura 3. Resumen de las alertas intraoperatorias plexo braquial. Figura de Laura Serrano. Datos de Nagda (52), Parisien (92) y Warrender (94)	67
Figura 4. Alteraciones neurológicas tras la cirugía protésica de hombro. Figura de Laura Serrano. Datos de (51,53,68,93,95)	67
Figura 3. Esquema de polariscopio plano. Figura de Rincón et al (118)	79
Figura 4. Esquema de polariscopio circular. Figura de Rincón et al (118)	80
Figura 5. Cambios de longitud de las referencias óseas con el brazo en 50º de abducción. Figura de Laura Serrano.....	153
Figura 6. Cambios de longitud de las referencias óseas con el brazo en 0º de abducción. Figura de Laura Serrano	153
Figura 7. Alargamiento de los nervios del plexo braquial. Figura de Laura Serrano ...	178
Figura 8. Alargamiento de los nervios del plexo braquial con prótesis SMR. Figura de Laura Serrano.	179
Figura 9. Alargamiento de los nervios del plexo braquial con prótesis Delta Xtend. Figura de Laura Serrano	180
Figura 10. Distancias entre el origen de las estructuras vasculonerviosas y la coracoides. Figura de Laura Serrano	181

9.3 índice de tablas

Tabla 1. Estadios evolutivos de la patología del manguito rotador según Neer	29
Tabla 2. Alargamiento radiográfico del brazo..	57
Tabla 3. Zona de seguridad del nervio supraescapular.	71
Tabla 4. Longitudes seguras de los tornillos de la metaglena protésica.	72
Tabla 5. Nomenclatura de las medidas de las estructuras estudiadas.	103
Tabla 6. Módulo de Young (<i>E</i>) de los materiales.	123
Tabla 7. Módulo de Young del hueso y materiales protésicos.	123
Tabla 8. Relación de rigidez entre el hueso y los materiales protésicos.	124
Tabla 9. Relación de rigidez entre los materiales empleados en el presente estudio a 60°C.	124
Tabla 10. Resultado de ensayo de cargas.	132
Tabla 11. Valores para la distancia entre la articulación acromioclavicular y la superficie distal del húmero.	142
Tabla 12. Valores para la distancia entre la articulación acromioclavicular y la superficie distal del húmero medidos con el brazo a 50° o a 0° de abducción.	143
Tabla 13. Valores para la distancia entre la coracoides y el surco bicipital	144
Tabla 14. Valores para la distancia entre la coracoides y el surco bicipital medidos con el brazo a 50° o a 0° de abducción.	145
Tabla 15. Valores para la distancia entre el troquíter y la articulación acromioclavicular.	149
Tabla 16. Valores para la distancia entre el troquíter y la articulación acromioclavicular medidos con el brazo a 50° o a 0° de abducción.	149
Tabla 17. Valores para la distancia entre el troquíter y la coracoides.	150
Tabla 18. Valores para la distancia entre el troquíter y la coracoides medidos con el brazo a 50° o a 0° de abducción.	150
Tabla 19. Resumen referencias óseas.	151
Tabla 20. Valor del alargamiento de las referencias óseas medido a 50° y 0° (Total y Porcentaje).	152
Tabla 21. Nervio axilar en origen (O).	155
Tabla 22. Nervio axilar distal (D).	155
Tabla 23. Nervio axilar punto A.	156
Tabla 24. Nervio axilar punto B.	156
Tabla 25. Alargamiento del nervio axilar.	157
Tabla 26. Nervio musculocutáneo en origen.	159
Tabla 27. Nervio musculocutáneo distal punto B.	159
Tabla 28. Alargamiento del nervio musculocutáneo	160
Tabla 29. Nervio mediano en origen.	163
Tabla 30. Nervio mediano en punto B.	163
Tabla 31. Nervio mediano, alargamiento.	164

Tabla 32. Nervio ulnar en origen.	166
Tabla 33. Nervio ulnar punto B.....	166
Tabla 34. Alargamiento del nervio ulnar..	167
Tabla 35. Nervio radial en origen.	169
Tabla 36. Nervio radial punto B.....	169
Tabla 37. Alargamiento del nervio radial.	170
Tabla 38. Arteria axilar en punto O.	172
Tabla 39. Arteria axilar en punto B.....	172
Tabla 40. Alargamiento de la arteria axilar.	173
Tabla 41. Arteria circunfleja humeral posterior origen.....	174
Tabla 42. Arteria circunfleja humeral posterior punto B.	175
Tabla 43. Alargamiento de la arteria circunfleja humeral posterior.....	175
Tabla 44. Arteria circunfleja humeral anterior en origen.....	176
Tabla 45. Arteria circunfleja humeral anterior punto B.	176
Tabla 46. Alargamiento de la arteria circunfleja humeral posterior.....	177
Tabla 47. Resumen del alargamiento de las estructuras vasculonerviosas.	178
Tabla 48. Tornillos de la metaglena protésica para la prótesis Delta Xtend.....	182
Tabla 49. Longitud media de los tornillos empleados en la prótesis SMR.....	184
Tabla 48. Resumen de las longitudes de tornillos empleadas para la fijación de los diferentes modelos protésicos revisados.	273

9.4 índice de imágenes y autoría

Imagen 1. Biomecánica de la artropatía del manguito rotador. Imágenes obtenidas de Matsen et al (9).....	31
Imagen 2. Prótesis de Neer: Mark I, Mark II. Imágenes de Flatow et al (10).....	33
Imagen 3. 1.Modelo de prótesis de Reeves 2. Gerard. 3.Köbel. Imágenes obtenidas de Pupello et al (12).....	34
Imagen 4. 1.Modelo de prótesis de Kessel. 2. Modelo de prótesis de Fenlin. 3. Modelo Liverpool diseñado por Beddow y Elloy. Imágenes de Flatow y Pupello(10,12).....	35
Imagen 5. 1. Modelo Trompette de Grammont. 2. Modelo Delta III de Grammont. Imágenes de Pupello et al(12)	37
Imagen 6. Tipos de prótesis invertidas según su centro de rotación. Imagen de Hamilton et al (15)	38
Imagen 7. Prótesis total anatómica y Prótesis tipo CTA. Imágenes de Matsen et al (9) 39	
Imagen 8. Biomecánica del hombro normal y con prótesis invertida. Imágenes de Matsen y Kontaxis (9,16).	40
Imagen 9. Grados de Notching por Nerot-Sirveaux. Imagen de Sirveaux et al (42).	47
Imagen 10. Clasificación de Levy de fracturas de estrés del acromion. Imagen de Levy et al (47).....	49
Imagen 11. Esquema del plexo braquial supra e infraclavicular y sus posteriores divisiones. Imagen de David Carrasco.	51
Imagen 12. Plexo infraclavicular, formación de los ramos terminales. Imagen de Llusá et al. (50).....	52
Imagen 13. Referencias radiográficas para valorar el alargamiento del brazo. Imagen de Laura Serrano.....	54
Imagen 14. Refencias radiográficas para valorar el alargamiento del brazo. Imagen de Jobin et al. (65)	55
Imagen 15. Valoración clínica del alargamiento del brazo. Imagen de Boileau et al (13).	56
Imagen 16. Marcadores usados por Marion et al. (82).....	61
Imagen 17. Recorrido en la región posterior de la escápula del nervio supraescapular. Imagen de Llusá et al.(97) y de José Ramón Sañudo Tejero	70
Imagen 18. Zonas de seguridad del nervio supraescapular en la región posterior de la escápula. Imagen de Laura Serrano.	71
Imagen 19. Ejemplo de eliminación de franjas isóclinas mediante polariscopio circular. Imagen de Esther Rincón Rincón et al.(118)	80
Imagen 20. Espectro de franjas isocromáticas. Imagen de Ajovalasit et al. (119).....	81
Imagen 21. Prótesis invertidas empleadas. 1. Modelo de prótesis invertida Delta Xtend Xtend® (DePuy Synthes). 2. Modelo SMR® (Lima). Imagen de Laura Serrano.	98

Imagen 22. Todas las medidas se toman en decúbito supino con 50° de abducción del brazo. Imagen de Laura Serrano.....	100
Imagen 23. Plexo braquial. Imagen de Laura Serrano	101
Imagen 24. Puntos medidos en el nervio axilar. Imagen de Laura Serrano.....	102
Imagen 25. Medición del punto de referencia de la coracoides. Imagen de Laura Serrano.....	104
Imagen 26. Medición pre-implante de la distancia entre el origen del nervio musculocutáneo (Omc) y la coracoides (C). Imagen de Laura Serrano.....	105
Imagen 27. Medición pre-implante de la distancia entre el origen del nervio ulnar (Ou) y la coracoides (C). Imagen de Laura Serrano	106
Imagen 28. Distancia de la superficie articular distal de húmero a la articulación acromioclavicular. Imagen de Laura Serrano	107
Imagen 29. Distancia del troquíter a la articulación acromioclavicular (A). Distancia del troquíter a la apófisis coracoides (B). Imagen de Laura Serrano	108
Imagen 30. Distancia entre el surco bicipital y la apófisis coracoides. Imagen de Laura Serrano.....	109
Imagen 31. Resultado final de la disección del hombro. Imagen de Laura Serrano. ..	111
Imagen 32. Colocación de prótesis invertida: húmero I. Imagen de Laura Serrano.....	112
Imagen 33. Colocación de prótesis invertida: húmero II. Imagen de Laura Serrano ..	113
Imagen 34. Colocación de prótesis invertida: glena. Imagen de Laura Serrano.....	115
Imagen 35. 1. Hombro derecho con prótesis invertida Delta Xtend ®. 2. Hombro izquierdo con prótesis invertida SMR®. Imagen de Laura Serrano.....	116
Imagen 36. Prótesis y nervio supraescapular. Imagen de Laura Serrano	117
Imagen 37. Ensayo de flexión en cinco puntos. Imagen de Diego Almeida.....	122
Imagen 38. Fabricación del molde y huesos sintéticos. Imagen de Diego Almeida. ...	125
Imagen 39. Réplica de la prótesis invertida modelo SMR (Lima). Imagen de Diego Almeida.....	126
Imagen 40. Implantación de la prótesis con brocado progresivo. Imagen de Diego Almeida.....	128
Imagen 41. Ensamblaje de prótesis. Imagen de Diego Almeida.	129
Imagen 42. Réplicas de las metaglenas, gelnosferas y polietilenos protésicos en poliuretano y su ensamblaje. Imagen de Diego Almeida.	130
Imagen 43. Montaje en posición de equilibrio dentro de la cámara isoterma del hombro. Imagen de Diego Almeida.....	131
Imagen 44. Cámara isotérmica. Imagen de Diego Almeida..	134
Imagen 45. Análisis de fotoelasticidad 3D del húmero. Imagen de Diego Almeida... ..	135
Imagen 46. Esquema de secciones del húmero longitudinal. Imagen de Diego Almeida.	136
Imagen 47. Esquema de secciones axiales del húmero. Imagen de Diego Almeida....	136
Imagen 48. Esquema de secciones sagitales de la glena. Imagen de Diego Almeida..	137

Imagen 49. Medida de la distancia articulación acromioclavicular- superficie articular distal del húmero. Imagen de Laura Serrano	141
Imagen 50. Medición de la distancia articulación acromioclavicular – superficie distal del húmero. Imagen de Laura Serrano.....	143
Imagen 51. Distancia surco bicipital- coracoides.Imagen de Laura Serrano.....	144
Imagen 52. Distancia Troquiter-Articulación acromioclavicular. Distancia Troquiter-Coracoides. Imagen de Laura Serrano.....	147
Imagen 53. Distancia Troquiter-Coracoides.Imagen de Laura Serrano.	147
Imagen 54. Distancias Troquiter-Articulación acromioclavicular (A) y Troquiter-Coracoides (B) con el hombro a 0º y 50º de abducción.Imagen de Laura Serrano.....	148
Imagen 55. Referencias medidas en el nervio axilar. Imagen de Laura Serrano.	154
Imagen 56. Distancia entre la coracoides y el nervio axilar. Imagen de Laura Serrano	154
Imagen 57. Nervio musculocutáneo. Imagen de Laura Serrano.	158
Imagen 58. Nervio musculocutáneo, alargamiento. Imagen de Laura Serrano	160
Imagen 59. Nervio mediano. Imagen de Laura Serrano.....	162
Imagen 60. Nervio mediano, alargamiento. Imagen de Laura Serrano.....	164
Imagen 61. Nervio ulnar.Imagen de Laura Serrano.	165
Imagen 62. Nervio ulnar, alargamiento.Imagen de Laura Serrano.....	167
Imagen 63. Nervio radial. Imagen de Laura Serrano.....	168
Imagen 64. Nervio radial, alargamiento. Imagen de Laura Serrano.	170
Imagen 65. Plexo braquial y estructuras vasculares. Imagen de Laura Serrano.....	171
Imagen 66. Metaglena protésica Delta Xtend: tornillos. Imagen de Laura Serrano....	183
Imagen 67. Fotoelasticidad del húmero completo (3D) sin prótesis. Imagen de Diego Almeida.....	188
Imagen 68. Esquema de cortes axiales realizados en el húmero para el análisis en 2D. Imagen de Diego Almeida.....	189
Imagen 69. Fotoelasticidad del húmero sin prótesis en 2D sección 1. Imagen de Diego Almeida.....	189
Imagen 70. Fotoelasticidad húmero sin prótesis 2D, sección 2. Imagen de Diego Almeida.....	190
Imagen 71. Test de la uña. Imagen de Diego Almeida.	191
Imagen 72. Fotoelasticidad 2D en la sección 3 del húmero sin prótesis. Imagen de Diego Almeida.....	192
Imagen 73. Fotoelasticidad 2D de la cuarta sección del húmero sin prótesis. Imagen de Diego Almeida.....	192
Imagen 74. Análisis 2D de la sección 5 del húmero sin prótesis. Imagen de Diego Almeida.....	193
Imagen 75. Análisis de superposición de flexión. Imagen de Diego Almeida.	194
Imagen 76. Fotoelasticidad de la escápula sin prótesis. Imagen de Diego Almeida....	196

Imagen 77. Fotoelasticidad 3D de húmero con vástago protésico Delta Xtend con inserto 6mm. Imagen de Diego Almeida.	198
Imagen 78. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend . Imagen de Diego Almeida.	200
Imagen 79. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend y PE 6mm sometido a ensayo de flexión. Visión Anterior. Imagen de Diego Almeida.	201
Imagen 80. Fotoelasticidad del húmero con vástago Delta Xtend y PE 6mm sometido a ensayo de flexión. Visión Posterior. Imagen de Diego Almeida.	202
Imagen 81. Fotoelasticidad 2D en cortes axiales de húmero con vástago Delta Xtend Inserto 6mm. Imagen de Diego Almeida.	203
Imagen 82. Ensayo de flexión sobre la sección longitudinal del húmero con vástago Delta Xtend e inserto 9mm. Imagen de Diego Almeida.	206
Imagen 83. Fotoelasticidad 2D cortes axiales del húmero con vástago Delta Xtend e inserto 9mm. Imagen de Diego Almeida.	207
Imagen 84. Análisis de fotoelasticidad 3D de la escápula con la prótesis Delta Xtend con inserto de 6mm. Imagen de Diego Almeida.	210
Imagen 85. Fotoelasticidad 2D de cortes de la escápula tras ensayarse con prótesis Delta Xtend Polietileno 6mm. Imagen de Diego Almeida..	212
Imagen 86. Corte 1 escápula Delta Xtend con PE 6mm. Imagen de Diego Almeida.	213
Imagen 87. Corte 2 de la escápula Delta Xtend PE 6mm. Imagen de Diego Almeida..	214
Imagen 88. Corte 3 de la escápula Delta Xtend PE 6mm Imagen de Diego Almeida...	215
Imagen 89. Escápula completa (3D) tras ensayar con prótesis Delta Xtend con PE de 6 y 9mm. Imagen de Diego Almeida.	216
Imagen 90. Cortes de la escápula tras retirar la metaglena de Delta Xtend con 9mm ensayado. Vista con luz blanca y monocromática. Imagen de Diego Almeida.	217
Imagen 91. Corte 1 de la glena s Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm. Imagen de Diego Almeida.....	218
Imagen 92. Corte 2 de la glena Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm. Imagen de Diego Almeida.....	219
Imagen 93. Corte 3 de la glena Delta Xtend con insertos de 6 y 9mm. Imagen de Diego Almeida.....	220
Imagen 94. Corte 4 de la glena Delta Xtend con PE de 6 y 9mm. Imagen de Diego Almeida.	221
Imagen 95. Húmero con vástago SMR tras ensayarlo con polietileno de 3 y 6 mm. Imagen de Diego Almeida.....	223
Imagen 96. Corte longitudinal anterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 3mm sometiéndolo a fuerzas de flexión. Imagen de Diego Almeida.....	225
Imagen 97. Corte longitudinal posterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 3mm sometiéndolo a fuerzas de flexión. Imagen de Diego Almeida.....	226

Imagen 98. Corte longitudinal anterior del húmero con vástago SMR y polietileno de 6mm sometándolo a fuerzas de flexión Imagen de Diego Almeida.....	227
Imagen 99. Superponiendo flexión en el corte longitudinal del húmero con vástago SMR y polietileno de 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	228
Imagen 100. Cortes axiales del húmero ensayado con vástago SMR y polietileno 3mm. Imagen de Diego Almeida.....	229
Imagen 101. Cortes axiales del húmero ensayado con vástago SMR y polietileno 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	231
Imagen 102. Escápula 3D tras ensayar prótesis SMR con PE de 3 y 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	234
Imagen 103. Análisis 2D de la glena ensayada con prótesis SMR y polietileno de 3mm. Imagen de Diego Almeida.....	235
Imagen 104. Análisis 2D del corte 1 de la escápula SMR y polietileno de 3mm. Imagen de Diego Almeida.....	236
Imagen 105. Análisis 2D del corte 2 de la escápula SMR y polietileno de 3mm. Imagen de Diego Almeida.....	237
Imagen 106. Análisis 2D del corte 3 de la glena SMR y polietileno de 3mm. Imagen de Diego Almeida.....	238
Imagen 107. Análisis de la escápula en 2D bajo luz blanca y luz monocromática con prótesis SMR y polietileno de 6mm. Imagen de Diego Almeida..	239
Imagen 108. Corte 1 de la escápula con SMR con diferentes grosores de polietileno. Imagen de Diego Almeida.....	241
Imagen 109. Corte 2 de la glena SMR y polietilenos de 3 y 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	242
Imagen 110. Corte 3 de la glena con SMR para polietilenos de 3 y 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	243
Imagen 111. Corte 4 para glena con prótesis SMR y polietilenos de 3 y 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	244
Imagen 112. Corte 5 para glena ensayada con prótesis SMR y polietilenos de 3 y 6mm. Imagen de Diego Almeida.....	245

